

**Politechnika Warszawska**

W Y D Z I A Ł M A T E M A T Y K I  
I N A U K I N F O R M A C Y J N Y C H



# Praca dyplomowa inżynierska

na kierunku Informatyka

Interfejs użytkownika do manualnego obrysu struktur  
oraz wybranych anormalności w obrazach medycznych  
z wykorzystaniem tabletu graficznego

**Łukasz Garstecki**

Numer albumu 276857

**Tomasz Świerczewski**

Numer albumu 276915

Promotor

dr inż. Magdalena Jasionowska

WARSZAWA 2019

.....  
podpis promotora

.....  
podpisy autorów

## **Streszczenie**

Niniejszy dokument prezentuje pracę dyplomową inżynierską pod tytułem "Interfejs użytkownika do manualnego obrysu struktur oraz wybranych anormalności w obrazach medycznych z wykorzystaniem tabletu graficznego". Celem realizowanym przez autorów pracy było stworzenie narzędzia do manualnego i półautomatycznego obrysowywania struktur anatomicznych, zmian patologicznych na obrazach medycznych, wykorzystywanego zarówno przez lekarzy, jak i inżynierów biomedycznych. Zakres pracy obejmuje omówienie: standardu DICOM, przegląd aplikacji dostępnych na rynku, pozwalających na przeglądanie i wykonywanie obrysów na obrazach medycznych DICOM, architektury tworzonego systemu i eksperymentów przeprowadzonych w trakcie tworzenia zaproponowanego narzędzia.

Zastosowana architektura umożliwia jednoczesne korzystanie z narzędzia przez wielu użytkowników. Moduł obrysów manualnych został zaimplementowany głównie w warstwie ściśle związanej z interfejsem użytkownika. Moduł obrysów półautomatycznych bazuje na algorytmie opracowanym na potrzeby generowania obrysów, który wykorzystuje operator Canny'ego oraz algorytm wyszukiwania najkrótszych ścieżek w grafie. Dodatkowo dodany moduł statystyczny umożliwia wyznaczenie podstawowych miar statystycznych, opisujących obrysowane fragmenty obrazów.

**Słowa kluczowe:** interfejs użytkownika, tablet graficzny, obrazy medyczne, DICOM, obrys, statystyki danych obrazowych, system informatyczny, interfejs REST API, wykrywanie krawędzi, generowanie obrysów



## **Abstract**

Do nowego przetłumaczenia - Tomek.

**Keywords:** user interface, graphics tablet, medical images, DICOM, contour, statistics of image data, IT system, REST API interface, edge detection, contour generation



Warszawa, dnia .....

#### Oświadczenie

Oświadczam, że moją część pracy inżynierskiej (zgodnie z podziałem zadań opisanyem we wstępie) pod tytułem „Interfejs użytkownika do manualnego obrysu struktur oraz wybranych anomalii w obrazach medycznych z wykorzystaniem tabletu graficznego”, której promotorem jest dr inż. Magdalena Jasionowska, wykonałem samodzielnie, co poświadczam własnoręcznym podpisem.

.....



# **Spis treści**

<b>Wstęp</b>	<b>11</b>
<b>1 Wprowadzenie</b>	<b>13</b>
1.1 Zagadnienia medyczne . . . . .	13
1.2 Automatyczna detekcja zmian patologicznych . . . . .	13
1.3 Obryszy zmian patologicznych . . . . .	14
1.4 Proponowane rozwiązanie . . . . .	14
1.5 Podział prac . . . . .	14
<b>2 Stan wiedzy</b>	<b>18</b>
2.1 Przegląd istniejących rozwiązań . . . . .	18
2.1.1 Przeglądarki DICOM . . . . .	18
2.1.2 Serwer z bazą plików DICOM . . . . .	20
2.1.3 Podsumowanie . . . . .	21
2.2 Proponowane rozwiązanie . . . . .	21
<b>3 Opis autorskiego narzędzia informatycznego</b>	<b>26</b>
3.1 Specyfikacja wymagań . . . . .	26
3.1.1 Opis biznesowy . . . . .	26
3.1.2 Wymagania funkcjonalne . . . . .	27
3.1.3 Wymagania niefunkcjonalne . . . . .	29
3.2 Architektura zaproponowanego narzędzia . . . . .	30
3.2.1 Interfejs użytkownika . . . . .	31
3.2.2 Serwer obrazów Orthanc . . . . .	31
3.2.3 Serwer obrysów i statystyk . . . . .	31
3.2.4 Baza danych . . . . .	32
3.3 Moduł obrysów manualnych . . . . .	32
3.4 Moduł obrysów półautomatycznych . . . . .	33
3.4.1 Algorytmy generowania półautomatycznego obrysu . . . . .	33

3.4.2	Opracowany algorytm obrysów półautomatycznych . . . . .	36
3.4.3	Wygenerowanie bitmapy . . . . .	37
3.4.4	Wykrycie krawędzi na bitmapie . . . . .	37
3.4.5	Stworzenie grafu z bitmapy . . . . .	37
3.4.6	Zapewnienie spójności grafu . . . . .	41
3.4.7	Wyszukanie najkrótszych ścieżek w grafie . . . . .	42
3.4.8	Optymalizacja algorytmu obrysu półautomatycznego . . . . .	46
3.5	Moduł obliczeń statystyk . . . . .	47
3.6	Moduł anonimizacji danych . . . . .	48
<b>4</b>	<b>Przeprowadzone eksperymenty</b>	<b>50</b>
4.1	Zbiór testowy . . . . .	50
4.2	Analiza działania aplikacji . . . . .	51
4.3	Wydajność algorytmu półautomatycznego . . . . .	55
4.4	Analiza wyników i wnioski . . . . .	58
<b>5</b>	<b>Podsumowanie</b>	<b>61</b>
<b>Bibliografia</b>		<b>64</b>
<b>Wykaz symboli i skrótów</b>		<b>68</b>
<b>Spis rysunków</b>		<b>72</b>
<b>Spis zawartości załączonej płyty CD</b>		<b>73</b>
<b>Dodatek 1 — Pseudokod generujący graf z bitmapy</b>		<b>75</b>
<b>Dodatek 2 — Instrukcja instalacji</b>		<b>77</b>
<b>Dodatek 3 — Instrukcja użytkowania</b>		<b>79</b>

# **Wstęp**

W niniejszym rozdziale przedstawiono cel pracy inżynierskiej wraz z motywacją, która kierowała autorami przy wyborze właśnie tego tematu.

## **Motywacja**

W czasach gwałtownego rozwoju sztucznej inteligencji jest ona stosowana prawie do każdej dziedziny z szeroko pojętej nauki. Jedną z takich dziedzin jest także medycyna. Powstają coraz to nowsze rozwiązania komputerowego wspomagania medycyny w diagnostyce i terapii. Jednym z takich zagadnień jest próba rozpoznawania we wczesnym stadium różnych zmian patologicznych na obrazach medycznych. Wczesne wykrywanie zmian pozwala na szybką terapię, a w konsekwencji niejednokrotnie na całkowite wyleczenie. Między innymi dlatego tak ważne jest tworzenie komputerowych systemów wspomagania procesu podejmowania decyzji przez radiologów w diagnostyce obrazowej.

Komputerowe wspomaganie diagnostyki obrazowej może dotyczyć między innymi automatycznej detekcji zmian patologicznych uwidocznionych na obrazach (np. systemy CAD stosowane w mammografii) lub nieuwidocznionych (np. rozpoznanie udaru niedokrwieniennego na obrazach CT we wczesnej fazie). W celu stworzenia dobrego narzędzia automatycznego wspomagania decyzji należy posiadać zbiór danych referencyjnych. W praktyce wykorzystuje się dane obrazowe opisane i obrysowane przez lekarzy—specjalistów. Ten etap prac jest czasochłonny i żmudny. Dlatego warto automatyzować ten etap tworzenia narzędzi komputerowego wspomagania decyzji.

## **Cel pracy**

Celem niniejszej pracy inżynierskiej było stworzenie narzędzia informatycznego, umożliwiającego tworzenie obrysów zarówno struktur anatomicznych, jak i zmian patologicznych na obrazach medycznych. Użytkownik może otwierać dane obrazowe w formacie DICOM i dokonywać obrysów manualnych lub półautomatycznych wybranych struktur lub anormalności. W przypadku

obrysów manualnych użytkownik może tworzyć kilka obrysów jednocześnie w celu zaznaczania anormalności w obrazowanej tkance. Użytkownik może korzystać z tabletu graficznego w celu wygodniejszego dokonywania obrysów.

W ramach pracy stworzono także algorytm do tworzenia obrysów półautomatycznych. Metoda ta polega na wybraniu przez użytkownika punktów na obrazie, a następnie wygenerowaniu obrysów z uwzględnieniem tych punktów. W tym celu został użyty operator Canny'ego, a następnie punkty przetwarzane są poprzez algorytmy grafowe.

Z zaproponowanego przez autorów rozwiązania mogą korzystać lekarze w codziennej pracy, ale także studenci medycyny w celu nauki wykrywania zmian patologicznych, czy też lekarze i inżynierowie biomedyczni w trakcie współpracy w badaniach naukowych.

Zaproponowane przez autorów rozwiązanie opiera się na aplikacji przeglądarkowej i na serwerze przechowującym obrys'y. To rozwiązanie pozwala na użycie go w sieciach lokalnych, gdzie użytkownik lub użytkownicy na dowolnej stacji roboczej mogą wykonywać obrys'y, które zapisywane są na wspólnym dla wszystkich użytkowników serwerze.

# **1. Wprowadzenie**

W tym rozdziale zostało przedstawione wprowadzenie dotyczące formatu obrazów medycznych DICOM i aspektu medycznego pracy. Ponadto opisano podział prac wykonanych w trakcie tworzenia narzędzia informatycznego.

## **1.1. Zagadnienia medyczne**

DICOM (ang. Digital Imaging and Communications in Medicine) [24] to norma opracowana dla potrzeb wymiany i interpretacji danych medycznych, które są najczęściej obrazami medycznymi. W postaci pliku DICOM mogą być zapisywane obrazy tomografii komputerowej, obrazowania metodą rezonansu magnetycznego, cyfrowej angiografii subtrakcyjnej, zdjęcia rentgenowskie, mammogramy i wiele innych badań. Standard umożliwia obsługę wielu różnych badań przy wykorzystaniu jednego narzędzia, co ułatwia tworzenie uniwersalnych narzędzi wspomagających diagnostykę, jak również daje możliwość zapisywania informacji nieopisanych w standardzie w ramach pliku DICOM. Do wad tego standardu należy różnorodność metod implementacji, co powoduje to czasem sytuacje, w których nie można wyświetlić pliku na sprzęcie innego producenta. W takich sytuacjach należy ręcznie modyfikować badania, aby mogły być poprawnie obsłużone. Ponadto liczba tagów zawartych w badaniu DICOM stanowi barierę w sprawnym korzystaniu z tak zapisanych wyników badań.

## **1.2. Automatyczna detekcja zmian patologicznych**

Na podstawie badań obrazowych zapisanych w formacie DICOM lekarze są w stanie diagnostować pacjentów i wybierać terapię odpowiednią dla zauważonych w badaniu nieprawidłowości. W celu ułatwienia odpowiedniej diagnozy, jak również weryfikacji oceny lekarza przydatne są narzędzia automatycznej detekcji zmian patologicznych, które służą do przetwarzania danych obrazowych w celu wykrycia patologicznych zmian. Wykorzystują do tego między innymi metody sztucznej inteligencji, które do poprawnego działania wymagają zbioru testowego, czyli

zbioru obrazów wraz z obrysami zmian patologicznych czy struktur anatomicznych, stworzonych przez ekspertów — lekarzy. Na podstawie tego zbioru algorytm uczy się wykrywać podobne zmiany w badaniach poddawanych automatycznej detekcji. Ze względu na to kluczowe znaczenie dla poprawności działania algorytmu ma dokładność i wiarygodność zbioru testowego.

### 1.3. Obrys zmian patologicznych

Dokładność obrysu w dużym stopniu zależy od rozdzielczości badania obrazowego i precyzji wyboru punktów przez użytkownika. Obrys powinien znajdować się na krawędzi obrysowywanej tkanki, co jest bardzo trudne do uzyskania manualnie, dlatego pomocne mogą być algorytmy wykrywania krawędzi na obrazie, które pozwalają na automatyczne wykrycie kształtów struktur znajdujących się na obrazie. Zastosowanie takich algorytmów pozwala na zwiększenie precyzji obrysów wykonywanych manualnie oraz na skrócenie czasu wykonywania pojedynczego obrysu.

Na rynku istnieją już rozwiązania umożliwiające wykonywanie obrysów, zarówno manualnie (np. ImageJ [9]), jak również z automatycznym wykrywaniem krawędzi (np. DWV [16]). Wspomniane narzędzia zwykle nie dają możliwości wykonywania obrysów wieloma metodami, a jedynie na obrysy manualne albo półautomatyczne.

### 1.4. Proponowane rozwiązanie

W celu usprawnienia procesu tworzenia obrysów zmian patologicznych przygotowane zostało narzędzie pozwalające na wykonywanie obrysów dwiema metodami: manualną i półautomatyczną. Ponadto narzędzie pozwala na zapisywanie wykonanych obryów, obliczanie statystyk dotyczących regionu zainteresowania oraz anonimizację badań DICOM. Narzędzie działa w przeglądarce internetowej i pozwala na wykonywanie obrysów na badaniach zapisanych na zdalnym serwerze.

### 1.5. Podział prac

Ze względu na złożoność realizowanego narzędzia dokonano podziału zadań pomiędzy członków zespołu.

Łukasz Garstecki wykonał:

- moduł obrysów manualnych,

## 1.5. PODZIAŁ PRAC

- moduł anonimizacji,
- interfejs wyświetlania wykonanych obrysów.

Tomasz Świerczewski wykonał:

- moduł obrysów półautomatycznych,
- moduł statystyk,
- moduł zapisu obrysów.



## **2. Stan wiedzy**

W poniższym rozdziale zostały przedstawione istniejące na rynku aplikacje o funkcjonalnościach określonych w celu niniejszej pracy. Opisano zarówno funkcjonalne, jak i niefunkcjonalne wymagania dla projektowanego systemu. Zaproponowany system do tworzenia obrysów na obrazach w formacie DICOM struktur anatomicznych czy zmian patologicznych powinien spełniać wymagania zarówno lekarzy, jak i inżynierów medycznych, wykorzystujących to narzędzie w pracy badawczej i naukowej. Przedstawiono również proponowane rozwiązanie postawionych wymagań.

### **2.1. Przegląd istniejących rozwiązań**

Obrysy to krzywe zamknięte naniesione na obraz w celu oznaczenia wewnętrznej części regionu zainteresowania (ang. *ROI — region of interest*). Obrysy można tworzyć manualnie (użytkownik wybiera wszystkie punkty obrysu) lub półautomatycznie (użytkownik wybiera kilka punktów, a algorytm łączy je przy wykorzystaniu algorytmu Canny'ego). Obrysy tworzone obiema metodami są modyfikowalne przez użytkownika, co w takich zastosowaniach jak obrysy na obrazach medycznych ma duże znaczenie. Użytkownik często musi skorygować wygenerowany obrys ze względu na różnorodność obrazów medycznych wynikających z różnych systemów obrazowania, czy też ze względu na różnorodność tekstury tkanki obrazowanej (innej dla każdego pacjenta).

#### **2.1.1. Przeglądarki DICOM**

Istnieje wiele rozwiązań umożliwiających wykonywanie obrysów przy użyciu przeglądarki. W tej pracy opisano szczegółowo dwie wybrane aplikacje, które według autorów w największym stopniu spełniają założone cele pracy.

Pierwsza z nich to aplikacja OHIF Viewer [26] oparta o biblioteki Cornerstone.

Cornerstone Core [13] to biblioteka, która umożliwia przetwarzanie obrazów medycznych z wykorzystaniem elementu *canvas* z języka HTML5. Biblioteka udostępnia interfejs do wyświetlania obrazów medycznych pozwalający na zarządzanie wyświetleniem obrazu. Podstawowe funkcjo-

## 2.1. PRZEGŁĄD ISTNIEJĄCYCH ROZWIAZAŃ

nalności obsługiwane przez tę bibliotekę to:

- przybliżanie i oddalanie obrazu,
- obrót obrazu,
- przesuwanie obrazu na ekranie,
- zmiana jasności wyświetlanego obrazu,
- mapowanie kolorów,
- interpolacja pikseli w obrazie (dla obrazów o niskiej rozdzielczości).

Ponadto twórcy biblioteki Cornerstone Core stworzyli bibliotekę Cornerstone Tools [14], która korzysta z biblioteki Cornerstone Core i poza funkcjonalnościami Cornerstone Core udostępnia opisane niżej funkcjonalności potrzebne lekarzom do analizy badań pacjentów, takie jak:

- mierzenie odległości w linii prostej na obrazie z podaniem rzeczywistych wartości,
- oznaczanie obszarów przy pomocy prostokątów oraz elips,
- oznaczanie niewielkich zmian w postaci małego okręgu,
- mierzenie kątów na podstawie trzech podanych przez użytkownika punktów.

Przykładowym projektem korzystającym z bibliotek Cornerstone jest OHIF Viewer. Aplikacja pozwala na wykorzystanie większości możliwości udostępnianych przez biblioteki Cornerstone. Przykładowe użycie aplikacji zostało przedstawione na Rysunku 2.1.

Niestety aplikacja OHIF Viewer nie umożliwia wykonywania obrysów manualnych ani półautomatycznych, jak również nie pozwala na zapisanie naniesionych na obraz oznaczeń.

Drugim rozwiązaniem działającym i pozwalającym na pracę z plikami DICOM w przeglądarce internetowej jest DICOM Web Viewer [16].

Aplikacja DICOM Web Viewer (DWV) jest również przykładem aplikacji przeglądarkowej służącej do przetwarzania obrazów DICOM, z wygodnym interfejsem automatycznego i półautomatycznego obrysowywania obszarów zaznaczonych przez użytkownika na obrazie. Przykładowy obrys wykonany przy użyciu aplikacji DWV przedstawiono na Rysunku 2.2.

Poza tym aplikacja udostępnia:

- przybliżanie i oddalanie obrazu,
- przesuwanie obrazu w wyświetlanym komponencie,
- możliwość zmiany jasności wyświetlanego obrazu,
- mierzenie odległości w linii prostej na obrazie z podaniem rzeczywistych wartości,
- oznaczanie obszarów przy pomocy prostokątów oraz elips.

Aplikacja nie pozwala na wykonywanie manualnych obrysów poprzez samodzielne poruszanie kursorem po obrazie.

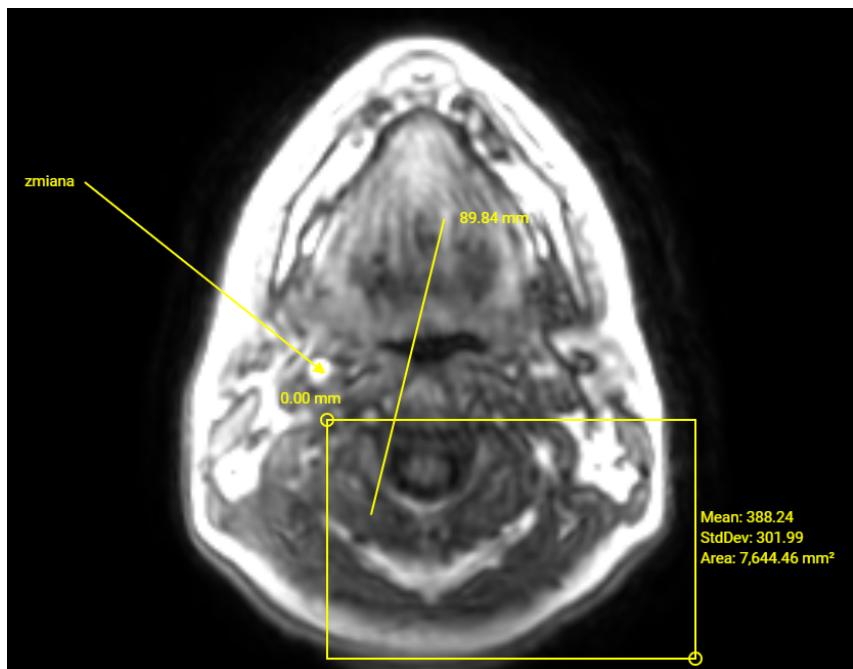
### 2.1.2. Serwer z bazą plików DICOM

Orthanc [27] to serwer plików DICOM, który umożliwia łatwe przechowywanie, zarządzanie oraz dostęp do plików medycznych DICOM. Ponadto Orthanc udostępnia REST API [28], które umożliwia przeglądanie wgranych na serwer plików DICOM podzielonych na kategorie takie jak: dane pacjentów, badania pacjenta i serie.

Serwer Orthanc udostępnia prosty interfejs webowy, dzięki któremu możliwe jest wgrywanie nowych plików (interfejs wgrywania plików przedstawiono na Rysunku 2.4), przeglądanie zapisanych plików w szczególności tagów (Rysunek 2.3) oraz podglądarki obrazów (Rysunek 2.5). Interfejs webowy nie zapewnia żadnej metody tworzenia na wybranym obrazie, ale pozwala na przełączanie pomiędzy kolejnymi obrazami za pomocą kliknięcia lewym przyciskiem myszy w prawą część podglądu obrazu.

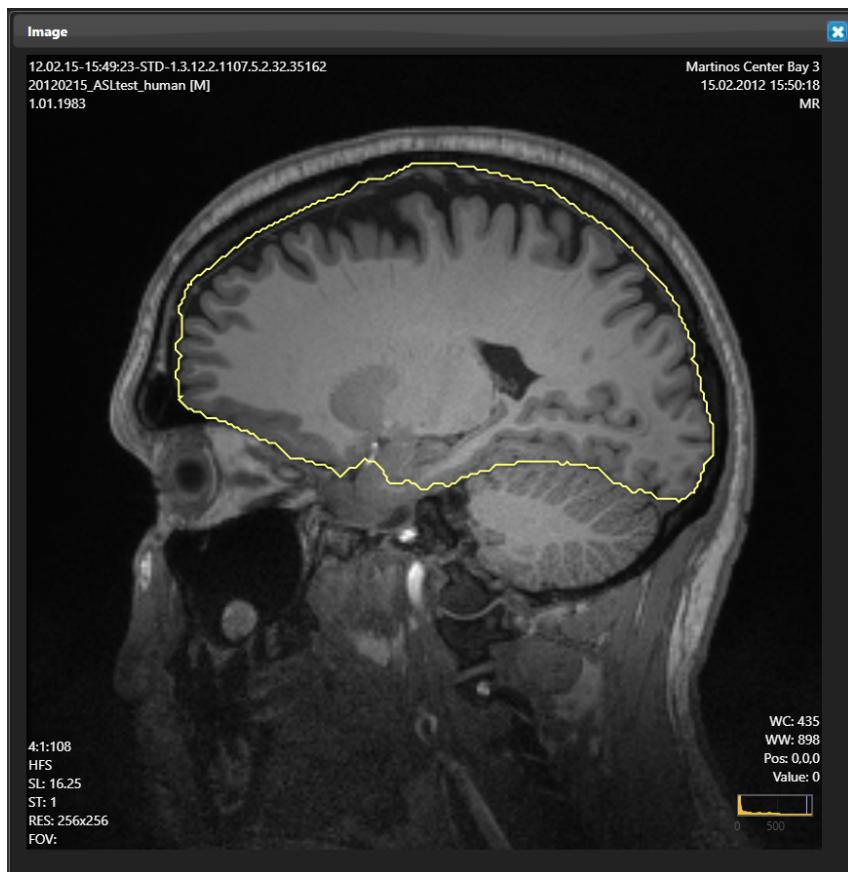
Innym rozwiązaniem pozwalającym na zarządzanie badaniami obrazowymi jest SonicDICOM [11]. Podobnie jak Orthanc udostępnia on API [12], pozwalające na komunikację zewnętrznych narzędzi z systemem w celu przeglądania, wyświetlania i modyfikacji zapisanych w systemie badań.

Analogicznie jak Orthanc, SonicDICOM posiada wbudowany interfejs do przeglądania zapisanych w systemie badań, który nie umożliwia wykonywania obrysów na badaniach.



Rysunek 2.1: Przykład użycia aplikacji OHIF Viewer — oznaczono: prostokątny obszar, dla którego obliczone zostały wybrane statystyki; odcinek, dla którego otrzymano odległość w jednostkach rzeczywistych; wskaźnik, wskazujący na zmianę i posiadający etykietę tekstową.

## 2.2. PROPONOWANE ROZWIĄZANIE



Rysunek 2.2: Przykład użycia aplikacji DWV - obrrys półautomatyczny (Livewire) [16]

System SonicDICOM jest rozwiązaniem komercyjnym i wykorzystanie go wymaga wykupienia licencji w celu korzystania z zawartych w nim funkcjonalności.

### 2.1.3. Podsumowanie

Wymienione rozwiązania przeglądarkowe nie zapewniają wygodnego interfejsu użytkownikowi do manualnego obrysowywania interesujących go fragmentów obrazów medycznych przy użyciu tabletu graficznego. Ponadto żadne z tych narzędzi nie przechowuje obrysów utworzonych w sposób manualny ani półautomatyczny.

## 2.2. Proponowane rozwiązanie

Przygotowane rozwiązanie zapewnia funkcjonalności niedostępne w innych narzędziach takie jak: połączenie funkcjonalności manualnego i półautomatycznego generowania obrysów, zapisanie i przeglądanie wykonanych i wygenerowanych obrysów, obliczanie statystyk związanych z wykonanymi obrysami, jak również zmiana danych pacjenta dla przeglądanego badania.

The screenshot shows the Orthanc web interface with the following navigation bar: Patients > Studies > MyOrthanc > Patient > Study > Series > Instance. The main content area is titled "DICOM Tags". It displays a list of DICOM tags with their corresponding values. A checkbox labeled "Show tag description" is checked. The list includes tags such as 0002, 0003 (MediaStorageSOPInstanceUID), 0008, 0000 (GenericGroupLength), 0008, 0005 (SpecificCharacterSet), 0008, 0008 (ImageType), 0008, 0016 (SOPClassUID), 0008, 0018 (SOPInstanceUID), 0008, 0020 (StudyDate), 0008, 0023 (ContentDate), 0008, 0030 (StudyTime), 0008, 0033 (ContentTime), 0008, 0050 (AccessionNumber), 0008, 0060 (Modality), 0008, 0070 (Manufacturer), 0008, 0090 (ReferringPhysicianName), 0008, 1090 (ManufacturerModelName), 0008, 1140 (ReferencedImageSequence), 0010, 0000 (GenericGroupLength), 0010, 0010 (PatientName), 0010, 0020 (PatientID), 0010, 0030 (PatientBirthDate), 0010, 0040 (PatientSex), 0012, 0062 (PatientIdentityRemoved), 0012, 0063 (DeidentificationMethod), 0018, 0000 (GenericGroupLength), 0018, 0020 (ScanningSequence), 0018, 0021 (SequenceVariant), 0018, 0022 (ScanOptions), 0018, 0023 (MRAcquisitionType), 0018, 0025 (AngioFlag), 0018, 0050 (SliceThickness), 0018, 0080 (RepetitionTime), 0018, 0081 (EchoTime), 0018, 0083 (NumberOfAverages), 0018, 0084 (ImagingFrequency), 0018, 0085 (ImagedNucleus), 0018, 0086 (EchoNumbers), 0018, 0087 (MagneticFieldStrength), 0018, 0088 (SpacingBetweenSlices), and 0018, 0091 (EchoTrainLength).

Rysunek 2.3: Podgląd tagów pliku DICOM przy użyciu interfejsu przeglądarkowego Orthanc

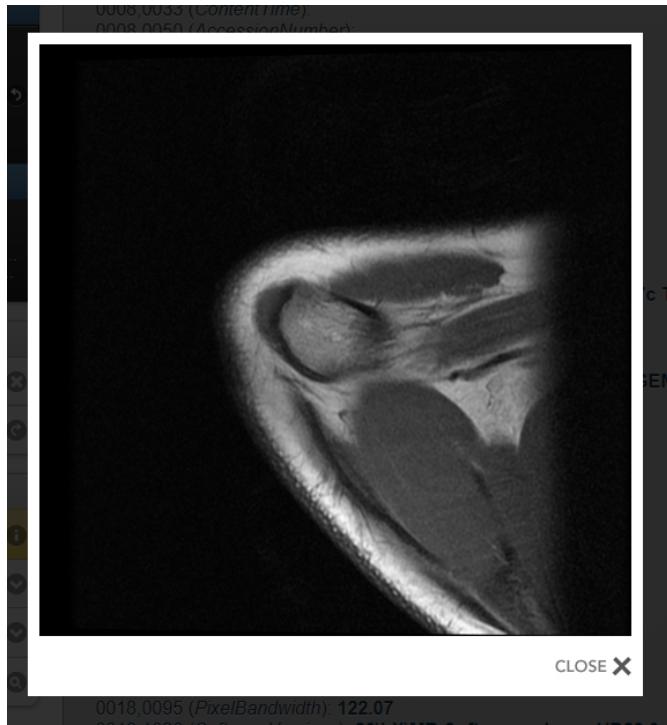
The screenshot shows the Orthanc web interface with the following navigation bar: Patients > Studies > MyOrthanc > Upload DICOM files. The main content area has a yellow header with two buttons: "Start the upload" and "Clear the pending uploads". Below this is a large grey rectangular area with a blue footer bar containing the text "Drag and drop DICOM files here".

Rysunek 2.4: Interfejs wgrywania plików DICOM do serwera Orthanc [27]

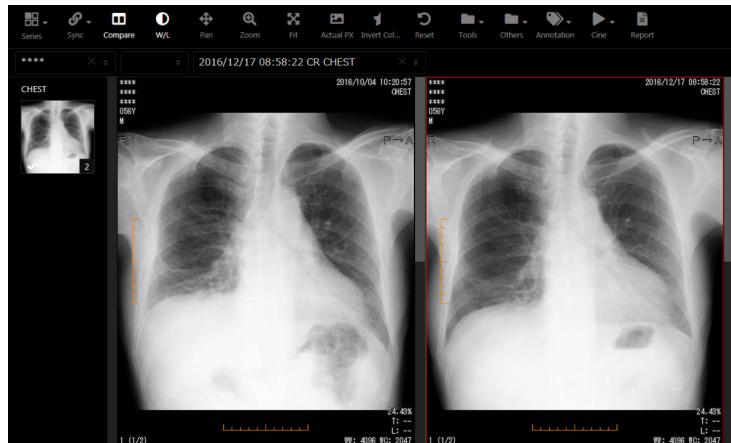
W zaproponowanym rozwiązaniu (Rysunek 2.7) zdecydowano się skorzystać z serwera Orthanc jako bazy przechowującej pliki DICOM. Przy decyzji miało znaczenie przede wszystkim to, że jest to narzędzie bezpłatne. Ponadto udostępniane przez API serwera funkcjonalności pozwalające na zarządzanie i przeglądanie zapisanych plików były wystarczające dla realizowanego systemu.

Poza serwerem Orthanc stworzono serwer w technologii .NET Core [19] wspomagający interfejs użytkownika, który pozwala na przeprowadzanie czasochłonnych aplikacji poza interfejsem użytkownika. Wybrano tę technologię ze względu na to, że jest ciągle rozwijana, podobnie jak Orthanc .NET Core jest rozwiązaniem darmowym i nie ustępuje jakością w stosunku

## 2.2. PROPONOWANE ROZWIĄZANIE



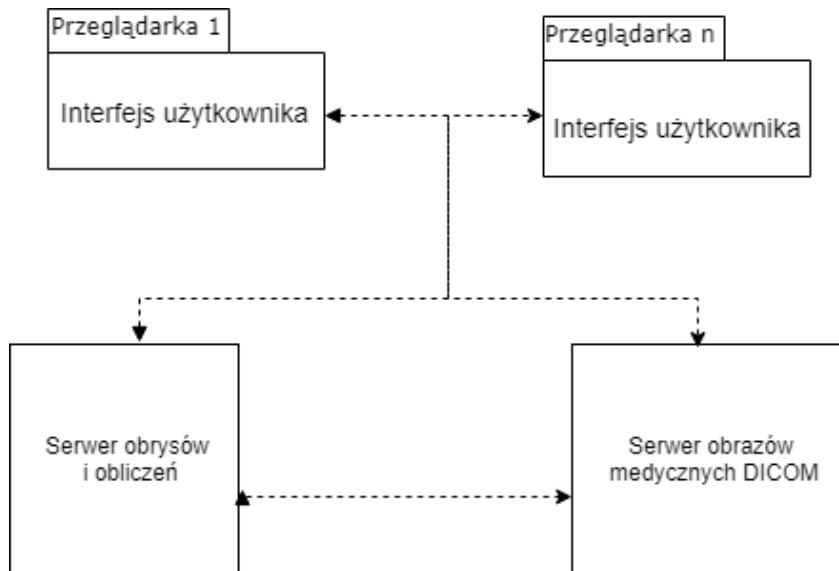
Rysunek 2.5: Podgląd obrazu DICOM przy użyciu interfejsu przeglądarkowego Orthanc



Rysunek 2.6: Podgląd obrazu DICOM przy użyciu interfejsu SonicDICOM [12]

do Java EE [18]. Podstawowymi zadaniami tego serwera było przechowywanie wykonanych przez użytkownika obrysów manualnych, generowanie i przechowywanie obrysów półautomatycznych oraz obliczanie statystyk związanych z zapisanymi obrysami.

Jako interfejs użytkownika wykorzystano bibliotekę ReactJS [8] w połączeniu z biblioteką Redux[1]. Zdecydowano się na tę technologię ze względu na bardzo dobre wsparcie techniczne i elastyczność [25]. Wybranie tej technologii pozwoliło na stworzenie aplikacji przeglądarkowej, pozwalającej na generowanie obrysów manualnych przy użyciu myszy lub tabletu graficznego, wybieranie punktów, z których generowane będą obrysów półautomatyczne, możliwość oglądania



Rysunek 2.7: Diagram przedstawiający elementy autorskiego systemu

wcześniej wygenerowanych i zapisanych obrysów oraz wyświetlanie statystyk dotyczących wykonanego obrysu. Interfejs inspirowany jest podglądem obrazu w aplikacji DWV, ale działanie półautomatycznego obrysu zostało zrealizowane inaczej — obrys nie jest generowany na bieżąco, lecz na życzenie użytkownika. Wybrane przez niego punkty na obrazie wysyłane są do serwera i na obrazie wyświetlany jest wynik półautomatycznego dopasowania obrysu.



### **3. Opis autorskiego narzędzia informatycznego**

W poniższym rozdziale zawarto dokumentację biznesową, jak i techniczną tworzonego narzędzia. Przedstawiono wymagania funkcjonalne i niefunkcjonalne, architekturę narzędzia, a także zastosowane metody półautomatycznego obrysu oraz metody obliczania statystyk dla wybranego obszaru obrazu wewnątrz obrysu.

#### **3.1. Specyfikacja wymagań**

Specyfikacja wymagań została opracowana na podstawie danych dotyczących wymagań stawianych przed tworzonym systemem. Zostały one przedstawione w rozdziałach 3.1.1. - 3.1.3. Wymagania były konsultowane środowiskiem medycznym m.in. Warszawskim Uniwersytetem Medycznym.

##### **3.1.1. Opis biznesowy**

Celem projektu było stworzenie interfejsu przyjaznego użytkownikowi, który umożliwi przeglądanie obrazów DICOM, w celu wykonywania obrysów na tych obrazach, a także wyliczenia statystyk dotyczących wykonanych obrysów. Praca obejmowała stworzenie aplikacji webowej, która udostępnia użytkownikowi interfejs komunikujący się z bazą danych Orthanc. Ponadto praca obejmowała stworzenie serwera odpowiedzialnego za przechowywanie wygenerowanych przez użytkownika obrysów oraz wyznaczanie obrysów półautomatycznych.

Do podstawowych funkcjonalności systemu zaliczają się:

- anonimizacja<sup>1</sup> danych zapisanych w strukturze pliku DICOM, w sytuacji braku takiej anonimizacji,
- generowanie obrysu manualnego,

---

<sup>1</sup>Anonimizacja (ang. anonymization) — operacja mająca na celu usunięcie z danych informacji o pacjentach, które pozwoliłyby na identyfikację danych z tożsamością pacjenta. Są to między innymi: imiona, nazwisko, pesel. Inne tłumaczenia słowa anonymization — utajnianie, usuwanie danych niejawnych. Z uwagi na fakt, że te tłumaczenia nie oddają dobrze kontekstu, zastosowano kalkę językową.

### 3.1. SPECYFIKACJA WYMAGAŃ

- generowanie obrysu półautomatycznego na podstawie punktów wybranych przez użytkownika,
- zapisywanie wygenerowanych obrysów w postaci plików CSV zawierających punkty wybrane przez użytkownika i wyliczone statystyki.

#### 3.1.2. Wymagania funkcjonalne

Nieodłącznym elementem inżynierii oprogramowania przy tworzeniu dokumentacji określonego produktu lub usługi są wymagania funkcjonalne i niefunkcjonalne. Te pierwsze opisują funkcje i możliwości, które system powinien realizować, natomiast drugie mówią o tym, jakiej wydajności, użyteczności i dostępności wymaga się od tworzonego narzędzia. Wymagania funkcjonalne dla tworzonego systemu zostały przygotowane na podstawie konsultacji z lekarzami i studentami ostatniego roku radiologii. Przedstawiono je poniżej w postaci historii użytkownika (ang. user stories), czyli czynności jakie może chcieć wykonać użytkownik tego systemu.

##### 1. Jako użytkownik chcę wczytać obraz DICOM.

Użytkownik może wybrać obraz w menu bocznym, w którym ma możliwość wyboru pacjenta, badania oraz serii. Wybranie serii skutkuje wyświetleniem pierwszego obrazu DICOM z tej serii.

##### 2. Jako użytkownik chcę zmienić obraz w serii przy użyciu rolki myszy.

Po umieszczeniu kurSORA na obrazie, przewijanie rolką myszy do góry powoduje zmianę wyświetlanego obrazu na kolejny obraz w serii. Gdy rolka myszy jest przewijana do góry na ostatnim obrazie w serii wyświetlany obraz nie zmienia się. Analogicznie przewijanie rolką myszy w dół powoduje zmianę wyświetlanego obrazu na poprzedni obraz w serii, a przewijanie w dół rolką myszy na pierwszym obrazie w serii nie powoduje zmiany obrazu.

##### 3. Jako użytkownik chcę wykonać obrys przy użyciu tabletu graficznego.

Po umieszczeniu kurSORA na obrazie sterowanym przez tablet graficzny, użytkownik prowadzi kurSOR po obrazie wykonując obrys bez odrywania końcówki rysika od podkładki. Jeżeli użytkownik nie zakończy obrysu dokładnie w punkcie, w którym go rozpoczął, obrys powinien zakończyć się linią prostą, łączącą punkt końcowy z punktem początkowym.

##### 4. Jako użytkownik chcę wygenerować obrys na podstawie wybranych punktów.

Po umieszczeniu kurSORA na obrazie użytkownik może wybierać punkty, na podstawie których zostanie wygenerowany obrys, poprzez wcisnięcie lewego przycisku myszy w miejscach, w których chce, aby znalazły się punkty. Użytkownik może zobaczyć efekt wygenerowanego przez system obrysu.

### 3. OPIS AUTORSKIEGO NARZĘDZIA INFORMATYCZNEGO

#### 5. Jako użytkownik chcę edytować listę punktów, z której wygenerowany zostanie obrys.

Użytkownik może usunąć wcześniej wybrany punkt po umieszczeniu nad nim kursora i wcisnięciu lewego przycisku myszy. Użytkownik może dodać nowy punkt do listy punktów poprzez wcisnięcie lewego przycisku myszy w miejscu, w którym chce wstawić punkt.

#### 6. Jako użytkownik chcę wybrać kolor obrysu.

Użytkownik wybiera kolor z palety kolorów lub może zdefiniować własny kolor poprzez podanie kodu RGB koloru, który chce wybrać.

#### 7. Jako użytkownik chcę zapisać obrys.

Po wykonaniu obrysu manualnego lub wybraniu listy punktów do wygenerowania obrysu półautomatycznego, użytkownik wybiera nazwę obrysu i zapisuje obrys w systemie.

#### 8. Jako użytkownik chcę obejrzeć zapisany obrys.

Użytkownik wybiera z listy obrysów zapisany obrys i przegląda obrys naniesiony na obraz, na którym został wykonany.

#### 9. Jako użytkownik chcę zobaczyć statystyki dotyczące obrysu.

Użytkownik wybiera z listy obrysów zapisany obrys i przegląda statystyki obliczone na podstawie zisanego obrysu. Do statystyk zalicza się: obwód obrysu, pole obrysu, histogram obrazu na obszarze obrysu oraz liczbę pikseli wewnątrz obrysu.

#### 10. Jako użytkownik chcę zobaczyć jednocześnie dowolną liczbę zapisanych w systemie obrysów na jednym obrazie DICOM.

Użytkownik wybiera poprzez kliknięcie lewym przyciskiem myszy na nazwie obrysu, znajdującej się na liście obrysów. Wybrane obrysy wyświetlane są jednocześnie na przeglądany przez użytkownika zdjęciu. Użytkownik może wyłączyć podgląd wcześniej wybranego obrysu poprzez ponowne wcisnięcie lewego przycisku myszy na nazwie obrysu, która znajduje się na liście po prawej stronie. Na zdjęciu wyświetlane są jedynie obrysy wykonane na tym obrazie.

#### 11. Jako użytkownik chcę zanomizować dane pacjenta zawarte w pliku DICOM.

Użytkownik może zanomizować dane pacjenta, gdy przegląda jego obraz. Użytkownik może anonimizować imię i nazwisko pacjenta, datę urodzenia pacjenta oraz płeć pacjenta poprzez nadanie nowych wartości lub poprzez usunięcie poprzedniej wartości i pozostawienie pustych pól w formularzu.

### 3.1. SPECYFIKACJA WYMAGAŃ

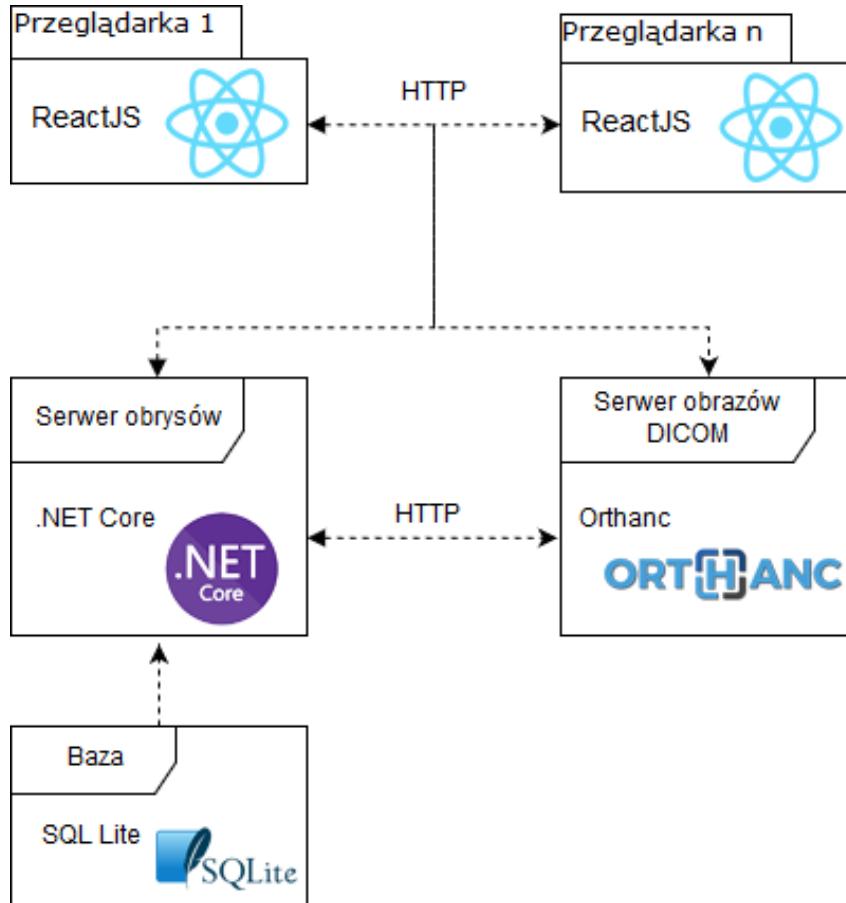
Tabela 3.1: Spis wymagań niefunkcjonalnych

Obszar wymagań	Opis
Użyteczność (ang. Usability)	Każda funkcjonalność aplikacji dostępna dla użytkownika musi mieścić się na pojedynczym ekranie przy rozdzielcości 1920x1080 i czcionce nie mniejszej niż 12pt.
	Aplikacja powinna udostępniać pobranie zapisanych obrysów przy użyciu serwisu REST.
Niezawodność (ang. Reliability)	Aplikacja ma być dostępna 24h w ciągu doby. Dopuszczalny jest brak działania aplikacji w dowolnym momencie przez okres nie dłuższy niż przez 12h. Po przerwie w działaniu aplikacja musi być dostępna przez kolejne 24h bez utrudnień.
Wydajność (ang. Performance)	Aplikacja powinna pobierać dane zewnętrzne w postaci pliku DICOM (około 20MB) nie dłużej niż 5 sekund.
	Aplikacja powinna generować obrys półautomatyczny i zapisywać obrys do systemu w czasie nie dłuższym niż 30 sekund.
	Aplikacja powinna reagować na działanie użytkownika (z wyłączeniem generowania obrysów półautomatycznego i zapisu obrysów do systemu) w czasie nie dłuższym niż 1 sekunda.

#### 3.1.3. Wymagania niefunkcjonalne

Drugim rodzajem wymagań przy tworzeniu systemu są wymagania niefunkcjonalne, które opisują kryteria osądzenia działania systemu pod kątem jakościowym. Założone wymagania niefunkcjonalne zostały przedstawione w Tabeli 3.1. Do najważniejszych obszarów ujętych w tabeli należą:

- (a) użyteczność pod względem dostępności z różnych urządzeń o rozdzielcościach 1920x1080 pikseli oraz pod względem zapewnienia dostępu do zapisanych na serwerze obrysów,
- (b) niezawodność aplikacji w działaniu,
- (c) wydajność pozwalająca na generację obrysów w krótkim czasie.



Rysunek 3.1: Diagram UML przedstawiający architekturę autorskiego systemu

### 3.2. Architektura zaproponowanego narzędzia

Architektura autorskiego systemu do tworzenia obrysów na obrazach w formacie DICOM (Rysunek 3.1) pozwala na połączenie z serwerem obrazów DICOM (Orthanc) oraz serwerem obrysów dowolnej liczby klientów korzystających z przeglądarki. Algorytmy zapisu obrysu, generowania obrysu, obliczania statystyk oraz anonimizacji badań są od siebie niezależne i mogą zostać zrównoleglane — ograniczeniem jest tutaj moc obliczeniowa maszyny, na której uruchomiony jest serwer. Niemożliwe jest zwiększenie wydajności poprzez zwiększenie liczby instancji serwera. Dopuszczalne jest takie rozwiązanie, gdyż planowana liczba użytkowników jednocześnie korzystających z aplikacji to nie więcej niż 20 osób. Wynika to z tego, że narzędzie będzie używane przez pracowników zakładu i zaproszonych przez nich lekarzy. Możliwości zwiększenia skalowalności w kontekście obliczeniowym zostało opisane w Rozdziale 5.

## 3.2. ARCHITEKTURA ZAPROPONOWANEGO NARZĘDZIA

### 3.2.1. Interfejs użytkownika

Kluczowym elementem stworzonego systemu jest interfejs użytkownika napisany w języku skryptowym JavaScript przy użyciu biblioteki ReactJS. Udostępnia ona interfejs nawigujący po zapisanych w serwerze Orthanc plikach DICOM. Ponadto dla wyświetlnego obrazu udostępnia szczegóły dotyczące akwizycji obrazu, rodzaju badania i danych pacjenta. Umożliwia także wykonanie obrysu manualnego zrealizowanego przy użyciu biblioteki *react-canvas-draw* [3]. W aplikacji zawarto również autorski interfejs do wyboru punktów do algorytmu półautomatycznego, wykonany z użyciem elementu **canvas** [23]. Podgląd zapisanych w systemie obrysów wraz z wyliczonymi dla nich statystykami jest możliwy z poziomu tworzenia obrysów oraz w osobnej zakładce, gdzie udostępniono widok, w którym użytkownik może oglądać jednocześnie wybrane przez siebie obrysy z listy obrysów na jednym obrazie.

### 3.2.2. Serwer obrazów Orthanc

Wyświetlane w interfejsie użytkownika obrazy DICOM oraz związane z nimi informacje przechowywane są przez serwer DICOM. Dostęp do zapisanych na serwerze danych jest możliwy poprzez udostępniane przez serwer API. Interfejs użytkownika wykorzystuje API poprzez protokół HTTP.

API serwera udostępnia informacje o obrazach, takie jak: dane pacjenta, rodzaj badania oraz serii. Wykorzystano je w interfejsie użytkownika do nawigacji pomiędzy obrazami. Dodatkowo dla każdego obrazu serwer udostępnia dane obrazowe, umożliwiając wyświetlenie obrazu w interfejsie użytkownika. Ponadto API udostępnia wszystkie tagi obrazu DICOM, co umożliwia wyświetlanie w interfejsie użytkownika informacji w nich zawartych.

### 3.2.3. Serwer obrysów i statystyk

Kolejny kluczowy element stworzonego systemu to serwer obrysów i obliczeń. Udostępnia on API z obrysami, które zostało wykorzystane przez interfejs użytkownika. API zostało stworzone przy pomocy ASP.NET Core 2.2 [22] i wykorzystaniu frameworka .NET Core 2.2 [21]. API oferuje cztery podstawowe operacje CRUD - utwórz, odczytaj, aktualizuj i usuń. W celu pobrania obrazów medycznych serwer z API łączy się do bazy danych Orthanc. Informacje o obrysach, takie jak: ID obrysu, tag, ID obrazu medycznego i typ obrysu (półautomatyczny lub manualny) są przechowywane w bazie danych Microsoft SQL Server. Pozostałe informacje takie jak: lista pikseli należących do obrysu, lista punktów w przypadku obrysu półautomatycznego i statystyki są przechowywane w plikach CSV. Te pliki są zapisywane w katalogu roboczym obok miejsca przechowywania plików źródłowych dla API.

### 3. OPIS AUTORSKIEGO NARZĘDZIA INFORMATYCZNEGO

Poza serwerem Orthanc interfejs korzysta także z serwera przechowującego obrysów, a także wykonującego obliczenia związane z generowaniem obrysów. Serwer ten jest dostępny dla interfejsu użytkownika poprzez API dostępne przez protokół HTTP. Pozwala ono na pobieranie zapisanych obrysów, zapisywanie obrysów manualnych i generowanie podglądu i zapis obrysu półautomatycznego.

#### 3.2.4. Baza danych

W celu zapisania danych związanych z obrysami wykorzystana została baza SQL Lite. Baza składa się z jednej tabeli, w której przechowywane są: identyfikator obrazu DICOM, identyfikator obrysów, nazwa obrysów oraz informacja o tym, czy obraz został wygenerowany manualnie czy półautomatycznie. Punkty, z których składa się obrys i statystyki z nim związane zapisywane są w oddzielnych plikach tekstowych o nazwie identycznej z identyfikatorem obrysu.

### 3.3. Moduł obrysów manualnych

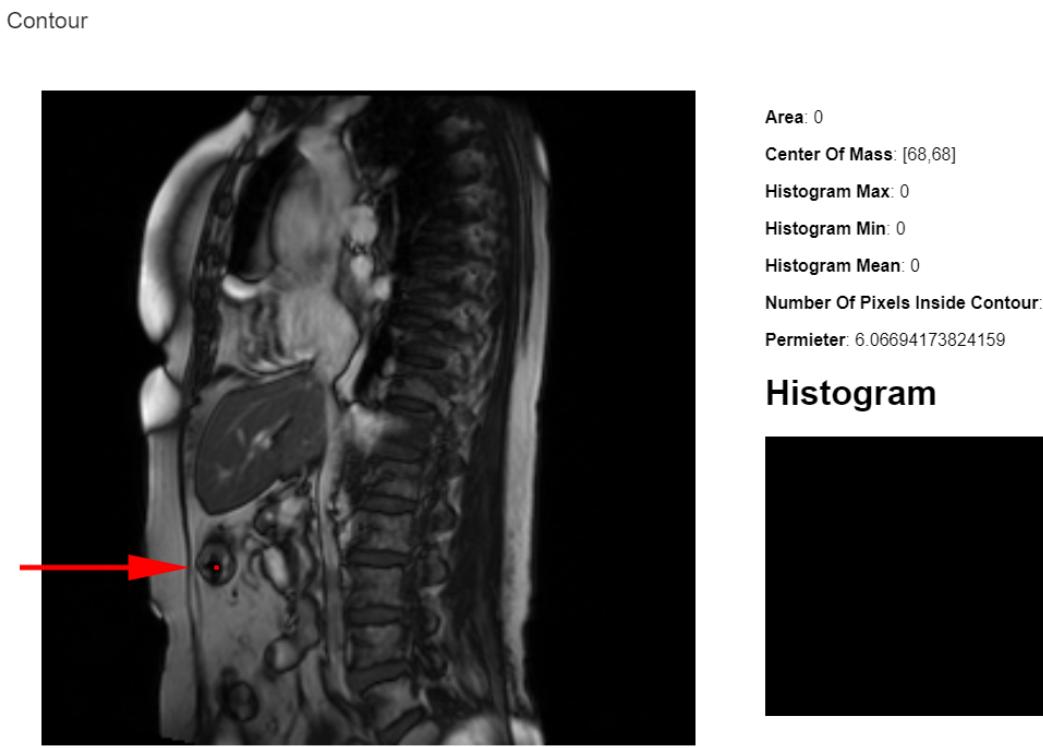
Moduł obrysów manualnych służy do samodzielnego wykonywania obrysów przy użyciu myszy albo tabletu graficznego. Obrysów wykonywane są poprzez przesuwanie przez użytkownika kurSORA z wciśniętym lewym przyciskiem myszy po ekranie. Daje to użytkownikowi całkowitą kontrolę nad kształtem wykonywanego przez niego obrysu. Dzięki temu modułowi użytkownik może otrzymać obrys w sytuacji, gdy moduł obrysów półautomatycznych nie daje użytkownikowi satysfakcjonujących rezultatów.

Obrysów manualnych generowane przez użytkowników zapisywane są przez serwer obrysów i obliczeń w postaci plików CSV na dysku serwera. Na obrys składa się lista pozycji punktów na obrazie, przez które użytkownik przesuwał kurSOR, a także kolor obrysów. W momencie zapisu obrysów do pliku obliczane są również statystyki dotyczące obrysowanej części obrazu, takie jak: długość obrysów, pole obrysów, środek ciężkości obrysów, histogram regionu zainteresowania zawartego w obrysie oraz liczba pikseli wewnętrznych obrysów.

W związku z tym, że obrazy wyświetlane w interfejsie są w innej rozdzielczości niż rzeczywisty rozmiar obrazu (spowodowane jest to potrzebą zapewnienia, że obrys będzie wyświetlany na ekranie w całości, jak również faktem, że obrazy o małej rozdzielczości będą dostatecznie czytelne dla użytkownika), to obrys przed zapisaniem zostają przeskalowane do faktycznych wymiarów obrazu poprzez przemnożenie współrzędnych zaznaczonych przez użytkownika punktów przez odwrotność współczynnika skalowania obrazu. Natomiast w przypadku obrazów o małych rozdzielczościach może spowodować to utratę dokładności obrysu, a w przypadku obrysów bardzo

### 3.4. MODUŁ OBRYSÓW PÓŁAUTOMATYCZNYCH

małych obszarów zdegradowanie obrysu do jednego piksela, co zostało przedstawione na Rysunku 3.2. Tego typu straty mogą wpływać na poprawność obliczanych statystyk, jak również błędne wyświetlanie zapisanych obrysów w interfejsie użytkownika.



Rysunek 3.2: Przykład obrysu bez pikseli wewnętrznych ze względu na niską rozdzielcość obrazu

### 3.4. Moduł obrysów półautomatycznych

Moduł obrysów półautomatycznych pozwala użytkownikowi na generowanie obrysów poprzez wybieranie punktów na obrazie DICOM. Wybrane punkty łączone są ze sobą na podstawie autorskiego algorytmu opisanego w tym podrozdziale.

#### 3.4.1. Algorytmy generowania półautomatycznego obrysu

Często na obrazach medycznych różnice w charakterystyce poziomów szarości pikseli reprezentujących interesujące nas obiekty są nieznaczne. Pliki zawierające te obrazy medyczne często nie posiadają dodatkowych informacji o położeniu tych obiektów, ani czym się wyróżniają i co przedstawiają. Problem opracowania uniwersalnego algorytmu wykrywania krawędzi na obrazach medycznych jest problemem trudnym. Takie algorytmy muszą spełniać szereg wymagań, które stwierdzają poprawność danego algorytmu, jak również operatora morfologicznego. Dla

### 3. OPIS AUTORSKIEGO NARZĘDZIA INFORMATYCZNEGO

wielu takich algorytmów można znaleźć odpowiednie przykłady, dla których krawędzie nie zostaną wyznaczone poprawnie. Według J. Cytowskiego [7] dobry detektor krawędzi powinien mieć niskie prawdopodobieństwo zaznaczenia punktów nienależących do krawędzi, oraz niskie prawdopodobieństwo niezaznaczenia punktów należących do krawędzi. Ponadto zaznaczone punkty krawędzi przez taki detektor powinny być możliwie blisko jej osi. Ostatnim warunkiem, który powinien spełniać taki detektor jest udzielanie minimalnej odpowiedzi, co można rozumieć jako zwracanie tylko jednej krawędzi dla jednej prawdziwej krawędzi, zaś szum nie powinien powodować fałszywych detekcji. Nie można tego powiedzieć o detektorze, który podzieli jedną krawędź na dwie lub zwróci dwie położone bardzo blisko siebie równoległe zamiast jednej.

Detektory krawędzi oparte na gradiencie, w tym operator Canny'ego są często używane zarówno w przetwarzaniu obrazów medycznych, jak i innych bardziej ogólnych zastosowaniach w innych dziedzinach nauki. Stosuje się je do obrazów, które mają duże różnice w luminancji i nie są zaszumione. W przypadku obrazów medycznych często możemy mówić właśnie o takich obrazach. Główne zalety detektorów krawędzi opartych na krawędzi wymienione w [7], to:

- dobre wyniki dla obrazów o dobrej jakości i bez szumów,
- odpowiednia wydajność — złożoność algorytmów powinna być liniowa względem liczby przetwarzanych pikseli,
- brak zastosowania metod o dużej złożoności obliczeniowej, skomplikowanych metod sztucznej inteligencji.

Natomiast do głównych wad tych algorytmów można zaliczyć:

- potrzebę określenia rozmiaru maski i wartości progowej, gdyż rozmiar maski znacząco wpływa na rozmieszczenie pozycji, w których gradient osiąga wartości maksymalne lub przecina zera,
- pomijanie narożników, które spowodowane jest faktem, że wartość 1D gradientu w narożnikach jest zazwyczaj zbyt mała, aby wykrywać krawędzie wokół nich,
- znajdowanie schodkowych krawędzi, które są wykrywane tylko przez operator pierwszej pochodnej,
- dużą wrażliwość na szum,
- na podstawie obserwacji działania algorytmu — rozmyte krawędzie często nie są wykrywane przez małe różnice w wartościach kolejnych sąsiadujących pikseli.

Poniżej po krótce przedstawiono ogólny opis działania detektorów krawędzi opartych na gradiencie, na przykładzie operatora Canny'ego [6]. Wymyślony przez Canne'go operator składa się z trzech zasadniczych kroków:

### 3.4. MODUŁ OBRYSÓW PÓŁAUTOMATYCZNYCH

#### 1. Określenie wartości i kąta gradientu

W celu wyznaczenia wartości oraz kąta gradientu należy wykorzystać operator gradientu, który będzie estymatorem gradientu w funkcji dyskretnej, jaką jest obraz. Stosuje się takie operatory jak Krzyż Robertsa, Prewitta czy też operator Sobela. Wykorzystując jeden z takich operatorów, uzyskano dla każdego piksela wielkość oraz kierunek gradientu, co służy do dalszych obliczeń,

#### 2. Wykrycie miejsc występowania krawędzi

W tym celu został wykorzystany algorytm usuwania niemaksymalnych pikseli (ang. *non-max suppression*). Polega on na wyborze takich pikseli, które mają największą wartość gradientu na linii o kierunku zgodnym z kątem danego gradientu. Możliwe są cztery kierunki: pionowy, poziomy oraz dwa diagonalne. Jeśli dany piksel miał większą wartość gradientu od dwóch swoich sąsiadów, to zaznaczono go jako potencjalny punkt tworzący krawędzie.

W ten sposób otrzymano obraz z potencjalnymi krawędziami,

#### 3. Wyznaczanie krawędzi progowaniem histerezy

Po poprzednim kroku na obrazie nadal znajdują się nieistotne krawędzie. W tym celu Canny wprowadził ideę progowania histerezy. Metoda ta wymaga dwóch wartości progowych  $T_1, T_2$  takich, że  $T_1 < T_2$ . Jeżeli wartość gradientu w danym pikselu jest większa od  $T_2$ , to zaznaczono ten punkt jako krawędź. Jeśli tak się stało, to zaczęto proces śledzenia krawędzi — dla każdego sąsiada, którego wartość gradientu jest większa od  $T_1$  zaznaczono go jako krawędź. Jest ona wykonywana rekurencyjnie dla każdego zakwalifikowanego punktu.

Zamiast dokładnych wartości progowych można przekazać do funkcji dwie wartości —  $t_1, t_2$ , które są procentem liczby pikseli, które będą niedopuszczone jako krawędzie. Dla  $t_1 = 0.7, t_2 = 0.9$  dopuszczono tylko 10% pikseli jako te, które są większe od  $T_2$ . Podając  $t_1, t_2$  wyznaczono rozkład wartości gradientu w badanym obrazie, obliczono dystrybuantę  $F(x)$  i wybrano dla  $T_1$  ten argument, dla którego  $F(x) = t_1 * p$ , gdzie  $p$  to liczba pikseli i analogicznie dla  $T_2$ . W ten sposób wyznaczono progi do histerezy.

W celu obliczenia wartości oraz kąta gradientu stosuje się operator gradientu. Istnieją różne rozwiązania obliczenia gradientu, a najczęściej wykorzystuje się do tego operator Sobela, Prewitta lub Krzyż Robertsa. Krzyż Robertsa ma najmniejszą złożoność, lecz także wykazuje największą wrażliwość na szумy. Operator Sobela i Prewitta mają podobną złożoność obliczeniową, ale operator Sobela lepiej wygładza krawędzie niż operator Prewitta. Z wyżej wymienionych powodów w autorskim rozwiązaniu zdecydowano się użyć operatora Sobela w celu obliczenia wartości oraz kąta gradientu. Założenia i sposób działania tego operatora zostały przedstawione poniżej.

### 3. OPIS AUTORSKIEGO NARZĘDZIA INFORMATYCZNEGO

Operator Sobela [33] to metoda wyznaczania gradientu, a więc zarazem krawędzi w kierunku poziomym, jak i w pionowym. Dla każdego piksela przeprowadzono operację morfologiczną z następującymi maskami:

Maska rzędów	Maska kolumn
-1 -2 -1	-1 0 1
0 0 0	-2 0 2
1 2 1	-1 0 1

Po wykonaniu tych operacji otrzymano wartości  $s_1$  i  $s_2$  odpowiednio dla maski rzędów i kolumn. Na podstawie tych danych otrzymano następujące informacje o gradiencie:

$$\begin{array}{ll} \text{Wielkość gradientu} & \text{Kierunek krawędzi} \\ \sqrt{s_1^2 + s_2^2} & \operatorname{tg}^{-1} \left[ \frac{s_1}{s_2} \right] \end{array}$$

Podsumowując, w dzisiejszych czasach w celu zachowania niskiej złożoności obliczeniowej stosuje się detektory krawędzi oparte na gradiencie. Jednym z takich detektorów jest operator Canny'ego. W celu obliczenia gradientu w autorskim rozwiążaniu zastosowano operator Sobela, a następnie aby wyznaczyć położenia krawędzi zastosowano operator Canny'ego.

#### 3.4.2. Opracowany algorytm obrysów półautomatycznych

Opracowany algorytm służy do półautomatycznego tworzenia obrysów na podstawie wybranych punktów, które są interpolowane przez algorytm bazujący na operatorze Canny'ego, operatorze Sobela i algorytmie A\* (algorytm A\* to heurestyczny algorytm znajdowania najkrótszych ścieżek w grafie). Powyższe rozwiązania pozwalają na uzyskanie satysfakcyjujących efektów na przetwarzanych przez narzędzie obrazach medycznych.

Danymi wejściowymi dla tego algorytmu obrysów półautomatycznych są:

- identyfikator obrazu medycznego, na którym jest wykonywany obrys,
- lista punktów wybranych przez użytkownika; punkty te są wcześniej przeskalowywane ze współrzędnych w internetowej aplikacji webowej na współrzędne odpowiadające rozdzielcości oryginalnego obrazu.

Zaproponowany algorytm można podzielić na kilka etapów:

- wygenerowanie bitmapy,
- wykrycie krawędzi na bitmapie,

### 3.4. MODUŁ OBRYSÓW PÓŁAUTOMATYCZNYCH

- stworzenie grafu z bitmapy,
- zapewnienie spójności grafu,
- wyszukanie najkrótszych ścieżek w grafie.

Poniżej zostaną przedstawione dokładne rozwiązań dla każdego z tych kroków.

#### 3.4.3. Wygenerowanie bitmapy

W pierwszym etapie jest pobierany obraz medyczny o danym wcześniej identyfikatorze z serwera Orthanc. Bitmapa tworzona jest na podstawie obrazu DICOM poprzez zapisanie w odpowiednich komórkach wartości kolorów z oryginalnego obrazu. Stanowi ona podstawę do dalszej pracy algorytmu.

#### 3.4.4. Wykrycie krawędzi na bitmapie

W pracy został użyty operator Canny'ego, ze względu na możliwość dostosowania go do bardzo różnorodnych zagadnień detekcji obiektów w obrazach medycznych. Potwierdza to porównanie operatorów wykrywania krawędzi zobrazowane przez J. Cytowskiego [7], operator Canny'ego najlepiej wykrywał główne narządy, takie jak wątroba czy też trzustka, w porównaniu do innych analizowanych narzędzi, takich jak operator Laplace'a czy też operatora *zero-crossing*.

Stosując operator Canny'ego otrzymano macierz, gdzie każde pole w macierzy odpowiada pikselowi w wejściowej bitmapie — obrazie medycznym. Jeśli w komórce macierzy znajduje się 1, to w tym miejscu na bitmapie znajduje się krawędź, w przeciwnym przypadku 0. W ten sposób algorytm wykrył wszystkie znaczące krawędzie na bitmapie. Kolejnym krokiem przetwarzania było stworzenie grafu na podstawie wyżej wymienionej macierzy.

Przykład działania operatora Canny'ego przedstawiono na Rysunkach od 3.3 do 3.5. Obraz wyjściowy do dalszych działań został przedstawiony na Rysunku 3.3.

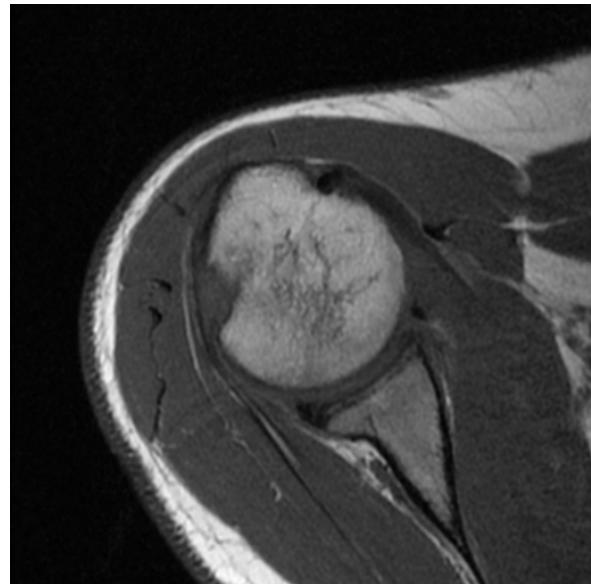
Po dwóch pierwszych krokach operatora Canny'ego, czyli wyznaczeniu gradientu i zastosowaniu algorytmu usuwania niemaksymalnych krawędzi uzyskano obraz z potencjalnymi krawędziami. Został on przedstawiony na Rysunku 3.4.

W ostatnim kroku była przeprowadzana histereza. Wynikiem jej działania jest macierz z informacjami gdzie znajduje się krawędź. Na Rysunku 3.4 wartościom 1 w macierzy odpowiada kolor czarny, a wartościom 0 odpowiada kolor biały.

#### 3.4.5. Stworzenie grafu z bitmapy

Kolejnym etapem było stworzenie grafu z bitmapy. Na tym etapie danymi wejściowymi były:

### 3. OPIS AUTORSKIEGO NARZĘDZIA INFORMATYCZNEGO



Rysunek 3.3: Oryginalny obraz, który przedstawia badanie rezonansem magnetycznym stawu ramiennego



Rysunek 3.4: Obraz po zastosowaniu algorytmu usuwania niemaksymalnych krawędzi nadal zawierający nieistotne krawędzie, które należy w kolejnym kroku usunąć

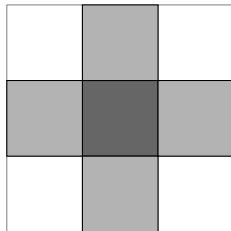


Rysunek 3.5: Wynikowa macierz po zastosowaniu operatora Canny'ego, gdzie kolorem białym są reprezentowane wartości odpowiadające 0, a kolor czarny odpowiada 1

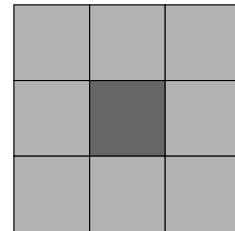
### 3.4. MODUŁ OBRYSÓW PÓŁAUTOMATYCZNYCH

- macierz z wartościami logicznymi prawda/fałsz określającymi, czy znajduje się w danym punkcie krawędź,
- punkty wybrane przez użytkownika aplikacji.

Przed rozpoczęciem działania algorytmu należy zapewnić łączność 4-krotną (ang. *pixel 4-connectivity*) [29], zwana także sąsiedztwem von Neumanna. Przy łączności 4-krotnej sprawdza się tylko sąsiadów w poziomie lub pionie zgodnie ze schematem na Rysunku 3.6.



Rysunek 3.6: Ilustracja łączności 4-krotnej



Rysunek 3.7: Ilustracja łączności 8-krotnej

Dla łączności 8-krotnej sprawdza się wszystkich możliwych sąsiadów, także po przekątnej. Jest ona zwana także sąsiedztwem Moore'a lub otoczeniem Moore'a [34]. Została ona przedstawiona na Rysunku 3.7.

W przypadku zastosowania łączności 8-krotnej przy wyznaczaniu długości krawędzi trzeba zastosować metrykę Czebyszewa, która jest specjalnym przypadkiem odległości Minkowskiego. Przy zastosowaniu łączności 4-krotnej długość krawędzi jest obliczana zgodnie z metryką miejską, zwana też metryką Manhattan.

Metryka Manhattan w kontekście dalszego przetwarzania w celu wyszukiwania najkrótszych ścieżek w grafie jest bardziej adekwatna, ponieważ jest intuicyjna w wyznaczaniu odległości na obrazie płaskim w porównaniu do metryki Czebyszewa. W tym przypadku najlepsza byłaby tutaj metryka Euklidesa, lecz mamy do czynienia nie z kolejnymi punktami oddalonymi od siebie, a z sąsiadującymi pikselami. Ponadto w tym algorytmie istotne jest szybkie szacowanie odległości, czy też długości danej krawędzi.

Wykrywanie wierzchołków przy łączności 4-krotnej jest prostsze. Wystarczy zliczyć liczbę sąsiadów. Poniżej zakładamy, że piksel jest oznaczony jako krawędź w macierzy wejściowej. W zależności od liczby sąsiadów mamy następujące przypadki:

- 0 — wierzchołek izolowany,
- 1 — punkty końcowe (ang. *endpixels*),
- 2 — punkty łączące (ang. *linkpixels*), czyli fragmenty krawędzi,
- 3–4 — punkty węzlowe (ang. *vertices*), czyli punkty, od których odchodzą co najmniej trzy krawędzie.

### 3. OPIS AUTORSKIEGO NARZĘDZIA INFORMATYCZNEGO

W przypadku łączności 8-krotnej do detekcji wierzchołków należałoby stosować przekształcenia Hit-or-Miss z elementami strukturalnymi. Elementy strukturalne do wykrywania odpowiednich punktów są następujące:

- wierzchołek izolowany:

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

- punkty końcowe (ang. *endpixels*):

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ z & z & z \end{bmatrix},$$

- punkty łączące (ang. *linkpixels*) — fragmenty krawędzi, posiadają dokładnie dwa punkty sąsiadujące, nie używane są przekształcenia Hit-or-Miss, a tylko są liczone punkty sąsiadujące,

- punkty węzlowe (ang. *vertices*), czyli punkty, od których odchodzą co najmniej trzy krawędzie:

$$\begin{bmatrix} z & 1 & z \\ z & 1 & z \\ z & z & 1 \end{bmatrix} \text{ lub } \begin{bmatrix} 1 & z & z \\ z & 1 & z \\ 1 & z & 1 \end{bmatrix}.$$

Warto zauważyć, że te elementy strukturalne należy obracać o  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  i  $270^\circ$ . Za każdym razem trzeba by wielokrotnie sprawdzać te same piksele. Ponadto należy stosować spójność 8-krotną, a nie 4 krotną.

Kolejnym problemem jest fakt, że przy spójności 8-krotnej przekształcenie Hit-or-Miss może w najbliższym otoczeniu punktu krzyżowania się krawędzi oznaczyć kilka otaczających punktów, jako punkty węzlowe. Jest to złe rozwiążanie, ponieważ w ten sposób może nawet kilkukrotnie zwiększyć liczbę wierzchołków w grafie, co przełożyłoby się na niską wydajność algorytmu.

Ostatnim problemem, który należałoby rozwiązać wybierając łączność 8-krotną jest fakt, że macierz wejściową dla tego etapu algorytmu trzeba by poddać procesowi szkieletyzacji. Najlepiej byłoby w tym celu skorzystać z algorytmu KMM [30] lub K3M [31]. Te algorytmy, w optymistycznym przypadku, musiałyby co najmniej raz przeanalizować całą macierz z wykrytymi krawędziami.

W pracy zdecydowano się na metrykę 4-krotną ze względu na prostotę obliczeń, która skróciła czas pracy algorytmu. Nie wymagało to także dodatkowych obliczeń związanych ze szkieletyzacją

### 3.4. MODUŁ OBRYSÓW PÓŁAUTOMATYCZNYCH

(ang. *thinning*). Przygotowano i zaimplementowano algorytm tworzący graf z bitmapy, a jego pseudokod znajduje się w Załączniku 1.

Utworzony w ten sposób graf był grafem nieskierowanym z wagami, gdzie wagi to liczba pikseli, czy też liczba punktów należących do krawędzi. Graf ten mógł nie być spójny. Ponadto mógł nie zawierać wierzchołków, które pokrywały się z punktami wybranymi przez użytkownika.

Graf ten zazwyczaj był rzadki, ponieważ liczba jego krawędzi była rzędu liczby jego wierzchołków. Z uwagi na czasami bardzo dużą liczbę wierzchołków, nawet do kilkudziesięciu tysięcy, próba implementacji przy pomocy macierzy sąsiedztwa mogłaby spowodować zużycie całej możliwej pamięci operacyjnej. Dla 50 tysięcy wierzchołków program musiałby zadeklarować macierz sąsiedztwa zawierającą 2,5 miliarda komórek. Z tych powodów graf został zaimplementowany przy pomocy list sąsiedztwa.

W przyjętej implementacji każda krawędź zawierała dodatkowo informację o tym, jakie piksele należały do danej krawędzi w rzeczywistym obrazie.

#### 3.4.6. Zapewnienie spójności grafu

W pierwszym kroku na tym etapie przetwarzania grafu są dodawane punkty wybrane przez użytkownika do grafu.

Graf, który uzyskano w poprzednim kroku może nie być spójny. Powoduje to fakt, że między punktami wybranymi przez użytkownika mogą nie istnieć ścieżki. W celu zapewnienia spójności grafu należy dodawać sztuczne krawędzie. Zostają one dodawane z większymi wagami, niż wynikłoby to w rzeczywistości z liczebności listy pikseli, które reprezentują, ponieważ ma to na celu używanie z większym priorytetem prawdziwych krawędzi, a nie sztucznych. W sytuacji gdy nie istnieje dobra ścieżka z prawdziwych krawędzi, zostaną użyte krawędzie sztuczne. Duże wagi dodatkowo będą zmuszały algorytmy wyszukiwania najkrótszych ścieżek w grafie do minimalizowania długości takich fragmentów zawierających sztuczne krawędzie.

Do znaleziania spójnych składowych grafu najczęściej używa się algorytmu przeszukiwania grafu w głąb (ang. *Depth-first search*, w skrócie DFS) lub przeszukiwania grafu wszerz (ang. *Breadth-first search*, w skrócie BFS) [32]. Użyto algorytmu przeszukiwania wszerz, opierając się na przykładowej implementacji w materiałach [5]. Ponieważ zdecydowano się na przeszukiwanie wszerz, to wykorzystano *Queue*< $T$ >, a zatem kolejkę. Dla tego zagadnienia nie ma różnicy czy wybrano przeszukiwanie wszerz, czy też w głąb. Złożoność obliczeniowa tego algorytmu przeszukiwania to  $O(|E|)$ .

Po wyznaczeniu spójnych składowych grafu dla każdej pary składowych znajdowano taką parę wierzchołków, żeby odległość między nimi była minimalna. Jeśli odległość była mniejsza

### 3. OPIS AUTORSKIEGO NARZĘDZIA INFORMATYCZNEGO

niż maksymalna odległość między dwoma dowolnymi punktami zaznaczonymi przez użytkownika, to była dodawana sztuczna krawędź o wadze 2,5 razy większej niż odległość wynikająca z metryki Manhattan pomiędzy tymi dwoma wierzchołkami.

Przykład zasady działania tej operacji przedstawia poniższy pseudokod:

```
foreach (Spójna składowa grafu s1)
{
    foreach (Spójna składowa grafu s2, różna od s1 i nie przetwarzana
            wcześniej jako s1)
    {
        Wybierz wierzchołek v1 z s1 i v2 z s2 takie, że odległość pomiędzy
        nimi jest najmniejsza ze wszystkich takich par
        Dodaj sztuczną krawędź pomiędzy v1 i v2
    }
}
```

W ten sposób osiągnięto spójny graf, który zawiera punkty dodane przez użytkownika.

#### 3.4.7. Wyszukanie najkrótszych ścieżek w grafie

Na tym etapie została zapewniona spójność grafu. Z całą pewnością istnieje ścieżka pomiędzy punktami wybranymi przez użytkownika, te punkty są osiągalne. Pozostało wybrać najkrótszą ścieżkę łączącą kolejne punkty. Założono, że jest dana lista punktów wybranych przez użytkownika i zawiera ona kolejne punkty, tzn. algorytm prowadzi ścieżkę od pierwszego punktu przez kolejne punkty wybrane przez użytkownika aż do ostatniego takiego punktu. Następnie jest łączony ostatni punkt z pierwszym.

Warto zaznaczyć, że wyszukiwano ścieżki o minimalnej wadze, czy też o minimalnym koszcie. Z uwagi na fakt, że wagi w grafie są ściśle związane z odległościami to używane jest sformułowanie szukania najkrótszych ścieżek. Wagi w tym grafie są nieujemne. Może w nim istnieć kilka ścieżek z jednego punktu do drugiego o tym samym koszcie, więc algorytm kończy swoje działanie na tym etapie, gdy znajdzie jedną z nich. W tym grafie nie występują krawędzie wielokrotne i graf nie zawiera cykli własnych.

Do wyszukiwania najkrótszych ścieżek w grafie, po zgłębieniu literatury [32] i [5] były rozważane do użycia dwa algorytmy. Był to algorytm Dijkstry i algorytm A\*. Do algorytmu A\* była rozważana heurystyka w postaci odległości miejskiej, Manhattan z wierzchołka  $v$  do celu  $t$ , ozn.  $h(v)$ .

Zgodnie z [5] „Funkcja  $h$  musi spełniać następujące warunki:

### 3.4. MODUŁ OBRYSÓW PÓŁAUTOMATYCZNYCH

- musi być oszacowaniem dolnym, czyli dla każdego wierzchołka  $v$   $h(v) \leq$  odległość  $v$  od celu  $t$ ,
- musi być monotoniczna, czyli dla dowolnej krawędzi  $< u, v >$   $h(u) \leq$  waga  $< u, v > + h(v)$ .

Heurystyka w postaci metryki Manhattan spełnia te wymagania. Z tego powodu może zostać wykorzystany algorytm A\*. Porównując złożoności algorytmu A\* i Dijkstry w [5] możemy zauważyć, że algorytm A\* w pesymistycznym przypadku ma taką samą złożoność jak algorytm Dijkstry, czyli  $O(|E| * \log(|V|))$  z kolejką priorytetową dla grafów rzadkich, a  $O(|V|^2)$  nie wykorzystując kolejki priorytetowej dla grafów gęstych. W praktyce dla grafów rzadkich nie ma potrzeby rozważania znacznej części wierzchołków, co poprawia złożoność średnią. Wynosi ona wtedy  $O(|E|)$ .

Do implementacji wyszukiwania na jkrotszych ścieżek w grafie na podstawie wyżej wymienionych wniosków został wykorzystany algorytm A\* z heurystyką w postaci metryki Manhattan. Przykładowy pseudokod tego algorytmu można znaleźć w [5] i jest on następujący:

```

CLOSE = 0 // zbiór (z szybkim sprawdzeniem przynależności)
OPEN = {s} // kolejka priorytetowa
// priorytety - sumy odległości wierzchołków od źródła
// i oszacowań odległości tych wierzchołków od celu
odległość[s] = 0
while ( OPEN niepusty )
{
    u = wierzchołek należący do OPEN taki, że
        odległość[u] + oszacowanie[u,t] <=
        odległość[w] + oszacowanie[w,t]
        dla wszystkich w należących do OPEN
    usuń u z OPEN
    wstaw u do CLOSE
    if ( u == t ) break
    foreach ( wierzchołek w sąsiadujący z u taki, że w należący do CLOSE )
    {
        if ( w należy do OPEN )
        {
            odległość[w] = nieskończoność
            wstaw w do OPEN
        }
    }
}

```

### 3. OPIS AUTORSKIEGO NARZĘDZIA INFORMATYCZNEGO

```
if ( odległość[w] > odległość[u] + waga<u,w> )
{
    odległość[w] = odległość[u] + waga<u,w>
    aktualizacja priorytetu wierzchołka w (w OPEN)
    poprzedni[w] = u
}
}
```

W celu wykorzystania niskiej złożoności obliczeniowej algorytmu A\* należało zastosować dobre struktury danych do tego algorytmu. Zbiór CLOSE wymagał szybkiego sprawdzania przynależności. Po przeanalizowaniu rekomendowanych struktur danych [20] został użyty *HashSet<T>*.

Zbiór OPEN oferował zastosowanie znacznie bardziej finezyjnych struktur danych. Wymagano od niego, aby był kolejką priorytetową, czyli aby był sortowany po priorytetach będącymi sumą odległości wierzchołków od źródła i oszacowań odległości tych wierzchołków od celu. Warto zauważyc, że oprócz sortowania często były wstawiane do niego wierzchołki, pobierane, usuwane i modyfikowane wartości priorytetu. Bardzo często była sprawdzana przynależność i przeprowadzano wyszukiwanie według klucza.

Porównanie czasów różnych operacji dla różnych klas słownikowych zaimplementowanych w technologii .NET można znaleźć w [2]. Najlepszym rozwiązaniem byłoby użycie *SortedDictionary<K, V>*, która jest implementowana przez drzewo czerwono-czarne. Niestety jest sortowana po kluczu a nie tak, jak jest potrzebne w tym przypadku sortowanie po wartości. Poszukiwano zatem struktury danych, która sortuje po wartościach i ma łatwy dostęp przez klucz.

W zaproponowanym rozwiązaniu została zaimplementowana struktura danych opierająca się na dwóch podstrukturach - zaimplementowanej kolejki priorytetowej poprzez listę oraz słownik *Dictionary<K, V>* z technologii .NET, który opiera się na tablicy skrótów. Zaimplementowana lista miała następującą strukturę:

```
public class MySortedListElement
{
    public Vertex Key;
    public double Value;
    public MySortedListElement next;
    public MySortedListElement previous;
}
```

### 3.4. MODUŁ OBRYSÓW PÓŁAUTOMATYCZNYCH

Struktura ta miała zaimplementowane sortowanie przez wstawianie, zatem modyfikacja tylko jednego elementu wymagała w pesymistycznym przypadku tylko  $O(n)$  porównań. Wstawianie nowego elementu ma złożoność pesymistyczną  $O(n)$ , usuwanie  $O(1)$ . Zbadanie przynależności po kluczu to  $O(n)$  i nie zaleca się tego robić.

Niezależnie od tej struktury jest przechowywana druga struktura danych,  $\text{Dictionary} < K, V >$ , gdzie kluczami są wierzchołki, a wartości to referencje na elementy tej listy. Zmienne odpowiadające za przechowanie kolejki priorytetowej OPEN zostały zadeklarowane w sposób następujący:

```
Dictionary<Vertex, MySortedListElement> OpenDictionary =
    new Dictionary<Vertex, MySortedListElement>();
MySortedList OpenList = new MySortedList();
```

W ten sposób w połączeniu tych dwóch podstruktur otrzymano strukturę danych o następujących własnościach:

- dodawanie w czasie  $O(n)$ ,
- wyszukiwanie po kluczu w czasie  $O(1)$ ,
- wybieranie najmniejszego elementu według wartości w czasie  $O(1)$ ,
- usuwanie w czasie  $O(1)$
- modyfikowanie jednego elementu w czasie  $O(n)$ .

Algorytm A\* jest uruchamiany dla każdego punktu wybranego przez użytkownika. Wyszukuje on najkrótszą ścieżkę do kolejnego punktu wybranego przez użytkownika. Po wszystkich obliczeniach obrys składa się z poszczególnych ścieżek. Są one konsolidowane i zwracane jako lista pikseli na podstawie danych z krawędzi o listach pikseli, z których jest zbudowana krawędź. W ten sposób jest wykrywany obrys pomiędzy punktami zaznaczonymi przez użytkownika.

W sytuacji, gdy pomiędzy różnymi wierzchołkami nie istnieją prawdziwe krawędzie, albo istnieją tylko w wybranym fragmencie ścieżki łączącej te dwa wierzchołki, algorytm w miarę możliwości będzie starał się używać prawdziwych krawędzi, dzięki odpowiedniej wadze krawędzi sztucznych. Dzięki sztucznym krawędziom na pewno istnieje droga między kolejnymi punktami, zatem algorytm z całą pewnością zwróci poprawny wynik. Co najwyżej będzie to wielokąt z punktami wybranymi przez użytkownika.

Algorytm dla sztucznych krawędzi generuje listę pikseli algorytmem Bresenham [4]. Jest to algorytm, który dodaje w najbardziej optymalny sposób krawędzie. W celu zapewnienia łączności 4-krotnej jest przeprowadzana operacja morfologiczna z wykrywaniem 2 pikseli po przekątnej

### 3. OPIS AUTORSKIEGO NARZĘDZIA INFORMATYCZNEGO

z maską 4-pikselową. Gdy takie piksele zostaną wykryte, to na jednym z rogów jest dodawany piksel w celu zapewnienia łączności 4-krotnej.

#### 3.4.8. Optymalizacja algorytmu obrysu półautomatycznego

Większość obrazów medycznych ma rozdzielcość rzędu kilkaset na kilkaset pikseli, a więc cały obraz zawiera kilkaset tysięcy pikseli. Zdarzają się też pliki w znacznie większej rozdzielcości, takimi są między innymi mammografia i obrazy rentgenowskie rzędu kilku tysięcy na kilka tysięcy pikseli. Takie obrazy zawierają do kilkudziesięciu milionów pikseli. W celu sprawnego przetwarzania tych obrazów potrzebne było przeprowadzenie optymalizacji algorytmu, opisanej w dalszej części pracy.

##### 1. Zmniejszenie rozmiaru obrazu roboczego

W pierwszym kroku zmniejszono rozmiar obrazu roboczego. Wyznaczono najmniejszy obszar zainteresowania (ang. *ROI — Region of Interest*) w kształcie prostokąta, w którym mieszczą się wszystkie punkty zaznaczone przez użytkownika. Powiększono ten obszar o marginesy w taki sposób, by wyjściowy prostokąt nadal był w środku, a pole powiększonego było 4-krotnie większe. Innymi słowami, dodano marginesy po 50% szerokości/wysokości do każdego wymiaru. Jeśli rozmiar powiększonego prostokąta jest większy niż obrazu, to nie jest zmieniany obraz roboczy. Gdy użytkownik stworzył niewielki obrys, to rozmiar obrazu jest także niewielki. W sytuacji, gdy obrys zajmuje prawie cały obraz medyczny, to nadal musi być przetwarzany cały obraz.

##### 2. Sieganie do pamięci zamiast to bitmapy

W celu przyśpieszenia działania operatora Sobela i liczenia statystyk, zamiast sięgać do bitmapy metodą `.GetPixel()` na platformie .NET, bitmapa została zapisana do tablicy bajtów w celu uzyskania bezpośredniego dostępu. Została wykorzystana do tego funkcja `.LockBits()`. Zysk na tej operacji był kilkudziesięciokrotny. Na późniejszych etapach algorytmu pracowano na macierzy, która nie była już bitmapą, więc operacje te wykonywały się znacznie szybciej.

##### 3. Dzielenie zbyt długich krawędzi

W sytuacji, gdy wczytane krawędzie do grafu są bardzo długie, może zdarzyć się taka sytuacja, że punkt zaznaczony przez użytkownika znajduje się bardzo blisko krawędzi, ale daleko od punktu początkowego lub końcowego krawędzi. W tym celu jest wprowadzony mechanizm dzielenia zbyt długich krawędzi na kilka krótszych.

##### 4. Problem z liczbą punktów

### 3.5. MODUŁ OBLICZEŃ STATYSTYK

Dla każdego punktu jest uruchamiany algorytm A\*, zatem w sposób liniowy od ilości punktów zależy liczba uruchomień algorytmu A\*. Nie można wyznaczyć, czy w złożoności średniej całego algorytmu jest on zależny liniowo od ilości punktów, czy w sposób logarytmiczny, czy też w sposób stały.

### 3.5. Moduł obliczeń statystyk

System zapewnia liczenie statystyk dotyczących obrysu. Statystyki są identyczne zarówno dla obrysów manualnych i półautomatycznych, do których należą:

- histogram — wykres pokazujący natężenie kolorów w obrysowanym obszarze (kolor, to liczba w zakresie [0, 255], gdzie 0 oznacza najciemniejszy piksel, a 255 najjaśniejszy),
  - wartość maksymalna — maksymalna wartość piksela wewnętrz obrysu,
  - wartość minimalna — minimalna wartość piksela wewnętrz obrysu,
  - wartość średnia — średnia arytmetyczna wartości pikseli wewnętrz obrysu,
- środek ciężkości — średnia arytmetyczna pozycji pikseli obrysu,
- długość obrysu w  $mm$  — obliczana na podstawie położenia pikseli i wartości *pixel spacing* odczytywanej z tagu obrazu DICOM,
- długość obrysu w pikselach,
- pole powierzchni w  $mm^2$ ,
- liczba pikseli wewnętrz obrysu.

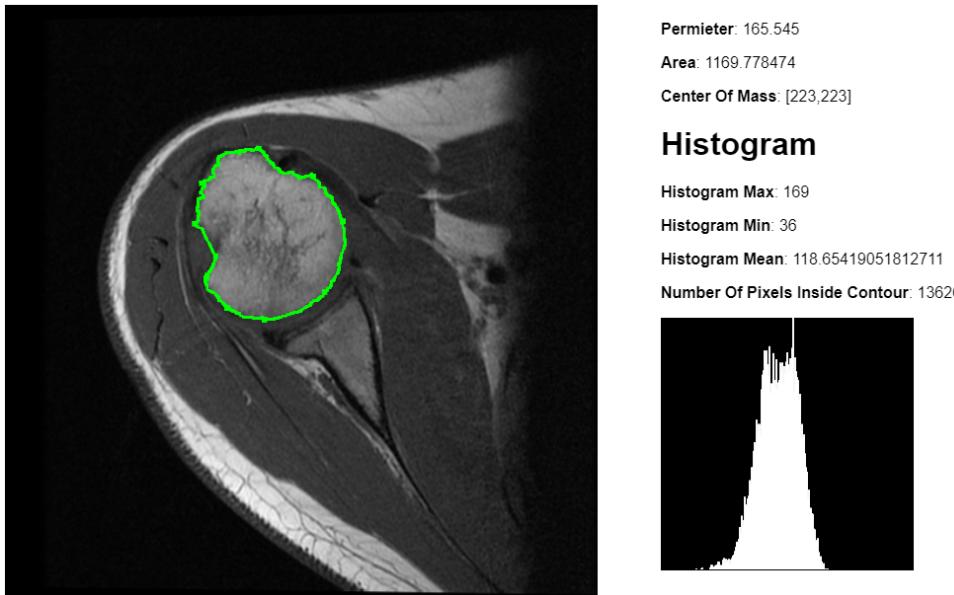
Przykładowe wygenerowane statystyki zostały przedstawione na Rysunku 3.8.

Do obliczenia histogramu jest wymagany punkt wewnętrzny obrysu. Środek ciężkości obrysu nie zawsze musi znajdować się wewnętrz obrysu. W przypadku zastosowania algorytmu *scanning* [17] dla obrysu manualnego nie jest podana informacja o logicznych wartościach, gdzie jest krawędź, więc nie można wykryć np. krawędzi poziomych.

Z tego powodu wybrano algorytm *Flood Fill* [5], czyli rozlewania się rekurencyjnego zliczonych pikseli od punktu wewnętrznego. Właśnie z tego powodu od użytkownika jest wymagane podanie dodatkowej informacji, jaką jest punkt wewnętrzny obrysu. Założono, że użytkownik zaznaczy go poprawnie. W sytuacji, gdy zostanie podany błędny punkt, to ten algorytm policzy to, co znajduje się poza regioniem zainteresowania (ROI), a nie to, co znajduje się wewnętrz tego regionu.

Długość obrysu w pikselach jest obliczana na podstawie liczebności listy pikseli należących do obrysu.

### 3. OPIS AUTORSKIEGO NARZĘDZIA INFORMATYCZNEGO



Rysunek 3.8: Przykładowe wygenerowane statystyki

#### 3.6. Moduł anonimizacji danych

W celu umożliwienia anonimizacji danych pacjentów zawartych w plikach DICOM skorzystano z REST API serwera Orthanc. Umożliwia to wykonanie kopii badania wgranego do serwera z nowymi danymi pacjenta. Po wykonaniu kopii z podanymi przez użytkownika danymi, oryginalny obraz DICOM jest usuwany z serwera obrazów Orthanc.

Danymi, które użytkownik może zmienić to imię i nazwisko pacjenta, data urodzenia pacjenta i płeć pacjenta. W miejsce wymienionych pól użytkownik może wpisać dowolne ciągi znaków, w szczególności takie, które nie pozwolą na ustalenie tożsamości pacjenta.



## 4. Przeprowadzone eksperymenty

Eksperymenty zostały przeprowadzone przy użyciu zaproponowanego narzędzia do tworzenia obrysów pod kątem:

- działania narzędzia z różnymi typami badań medycznych,
- poprawności działania algorytmu obrysów półautomatycznych,
- wydajności algorytmu obrysów półautomatycznych.

W podrozdziałach 4.1 - 4.4 przedstawiono wyniki tych eksperymentów.

Testy wykonano na komputerze stacjonarnym o następującej specyfikacji:

- procesor Intel Core i5-7500 o taktowaniu maksymalnym dla jednego rdzenia 3.8 Ghz;
- pamięć RAM Corsair Vengeance DDR4 16GB 3000 Mhz ustawiona w tryb 2140 Mhz o opóźnieniach CL15;
- płyta główna ASUS STRIX ROG Z270-I;
- procesor jest chłodzony powietrzem przez Noctuę NH-L9i; procesor utrzymuje temperaturę około 64 stopni Celsjusza przy temperaturze otoczenia około 21 stopni Celsjusza; nie występuje throttling;
- system operacyjny Windows 10.

### 4.1. Zbiór testowy

Zbiór danych testowych składał się z 20 badań, w tym badania CT (ang. *computed tomography* — tomografia komputerowa), MRI (ang. *magnetic resonance imaging* — obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego), RTG (ang. *radiograph* — rentgenogram) oraz MMG (ang. *mammogram* — mammogram). Badania te zostały wykonane na różnych urządzeniach, w różnych placówkach medycznych.

Badania tomografią komputerową zazwyczaj składają się z jednej serii. Ta seria zazwyczaj zawiera od kilkudziesięciu do kilkuset kolejnych wartości, które są obrazami. Dla większości badań rozdzielcość takiego obrazu wynosiła 512x512 pikseli.

## 4.2. ANALIZA DZIAŁANIA APLIKACJI

Badania rezonansem magnetycznym zazwyczaj składają się z kilku do kilkunastu serii, gdzie każda seria zawierała kilkanaście warstw. Rozdzielcość jednego obrazu składającego się na warstwę zazwyczaj wynosiła 512x512 pikseli.

Na badanie rentgenowskie składa się zazwyczaj jedna do kilku serii, gdzie każda zawiera jeden obraz. Rozdzielcość tego obrazu zazwyczaj wynosiła około 1952x1620 pikseli.

Mammogramy mają największą rozdzielcość. Jeden obraz składał się z 6000x3300 pikseli, co daje rozdzielcość prawie 20 megapikseli.

### 4.2. Analiza działania aplikacji

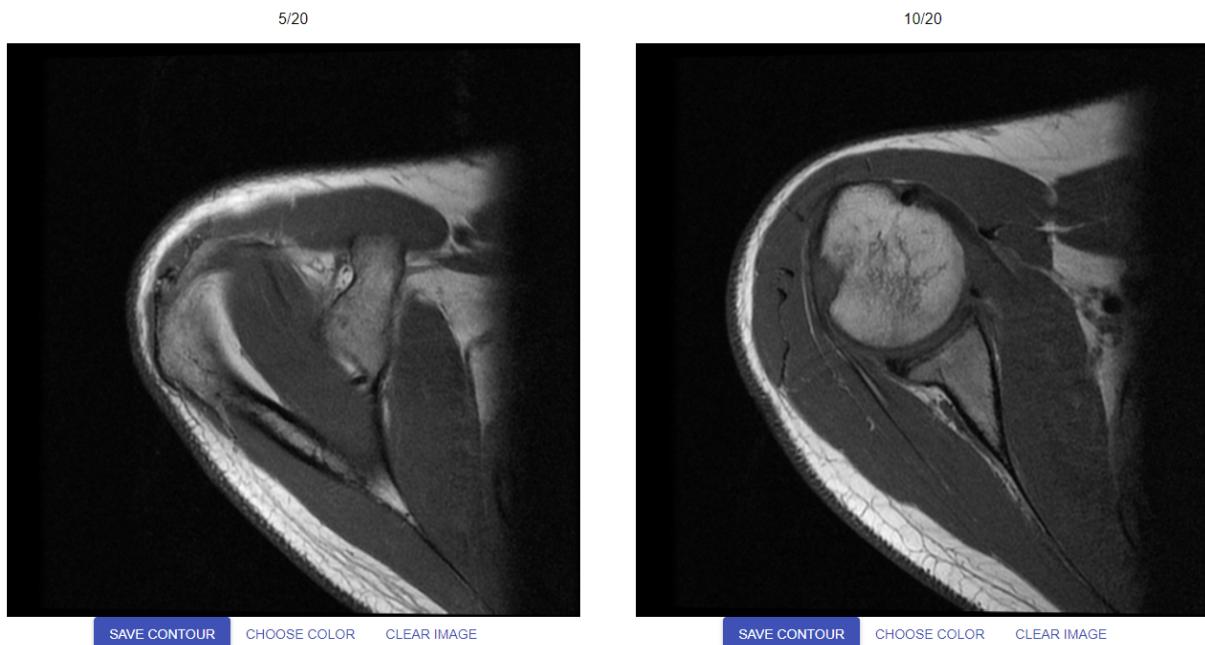
Przeprowadzano analizę działania autorskiego narzędzia do tworzenia obrysów. W pierwszym kroku przeprowadzono testy związane z obsługą różnych typów badań. Aplikacja obsługuje wszystkie przebadane typy badań, czyli CT, MRI, RTG, MMG. Nie wykonano testów na innych typach badań takich jak cyfrowej angiografii subtrakcyjnej i wielu innych. Aplikacja powinna obsługiwać inne typy badań, ponieważ wspiera pliki DICOM.

W celu zaprezentowania funkcjonalności autorskiej aplikacji, na Rysunku 4.1 przedstawiono w jaki sposób autorska aplikacja ukazuje użytkownikowi badanie RTG.



Rysunek 4.1: Widok badania RTG barku

Na Rysunku 4.2 przedstawiono inne badanie, MRI. Dodatkowo przedstawiono, że aplikacja umożliwia zmianę wyświetlanej warstwy. Użytkownik ma możliwość wybrania odpowiedniej warstwy z listy, bądź wybranie następnej lub poprzedniej warstwy przez użycie rolki myszy. Ta funkcjonalność zadziała, gdy kursor myszy znajduje się nad obrazem. Użytkownik ma także możliwość zmiany serii badania poprzez wybranie jej z odpowiedniej listy.



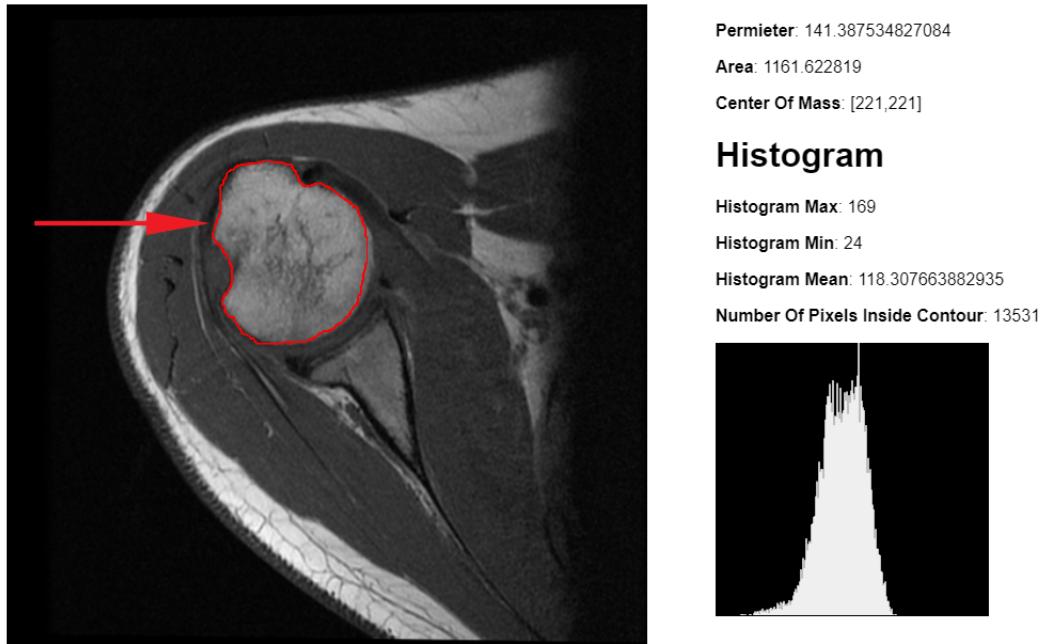
Rysunek 4.2: Widok badania MRI - warstwa 5 z 20 oraz 10 z 20

Aplikacja ta spełnia wszystkie zakładane wymagania w zakresie przeglądania i obsługi różnych typów plików. Dzięki zastosowaniu serwera Orthanc powinny być obsługiwane wszystkie pliki DICOM.

Aplikacja pozwala na wykonanie obrysu na wyświetlonym obrazie. Może to być zarówno obrys manualny, jak i półautomatyczny. Na Rysunku 4.3 przedstawiono przykładowy obrys manualny wykonany na badaniu MRI barku. Po lewej stronie jest przedstawiony obrys, a po prawej stronie są przedstawione statystyki ROI, czyli regionu zainteresowania, w tym przypadku została obrysowana głowa kości ramiennej z gojącym się złamaniem Hilla-Sachsa. Taki obrys może pomóc w ocenie stopnia złamania i późniejszej stabilności stawu, poprzez porównanie pola powierzchni kości po złamaniu względem referencyjnego badania. To złamanie można dostrzec jako wgłębienie w lewej części obrysu.

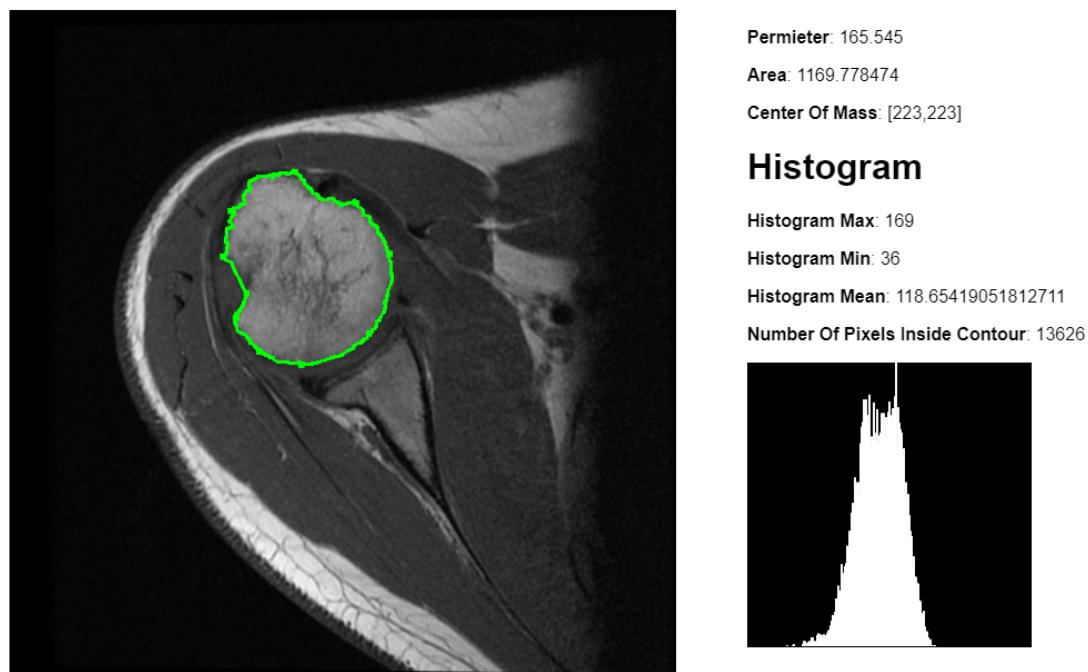
Na tym badaniu jest przedstawiony bark prawy i dokonano obrysu kości ramiennej. W statystykach można znaleźć takie informacje jak obwód, pole powierzchni ROI, jego środek na obrazie. Dodatkowo jest zawarty histogram, a na nim kluczowe informacje o luminancji w ROI.

#### 4.2. ANALIZA DZIAŁANIA APLIKACJI



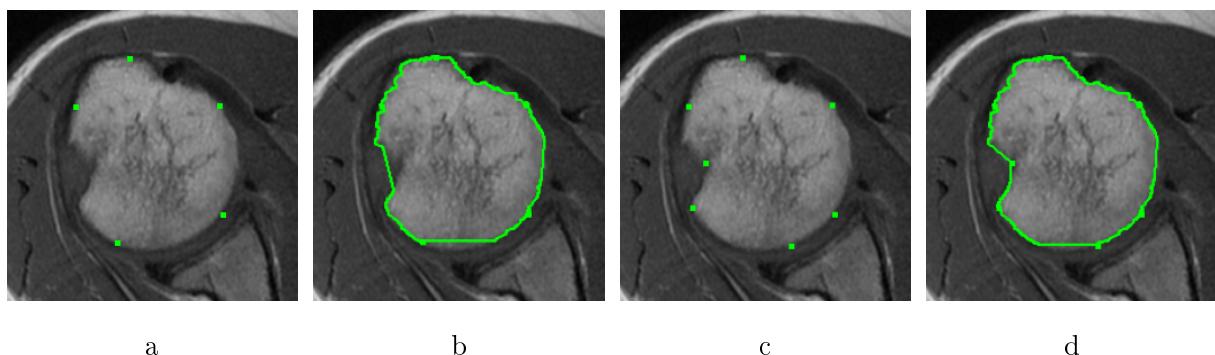
Rysunek 4.3: Przykładowy obrys manualny na MRI barku wraz z wyznaczonymi statystykami

Na tym samym badaniu wykonano test obrysu półautomatycznego i przedstawiono go na Rysunku 4.4. Analogicznie wygenerowany obrys znajduje się po lewej stronie, a statystyki po prawej.

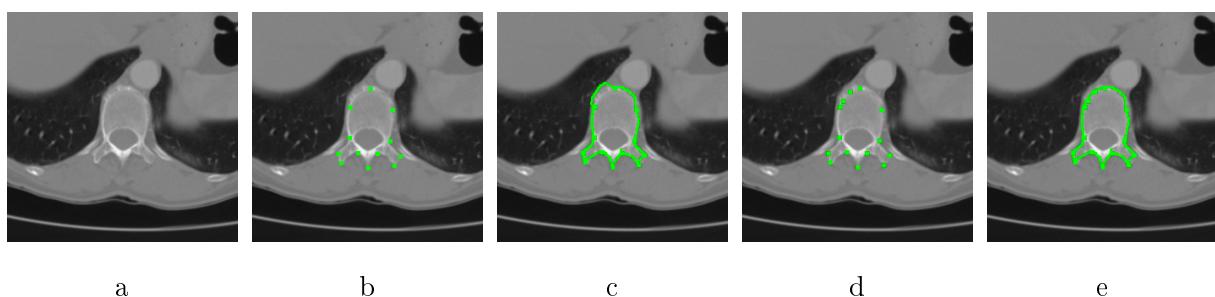


Rysunek 4.4: Przykładowy obrys półautomatyczny na MRI barku wraz z wyznaczonymi statystykami

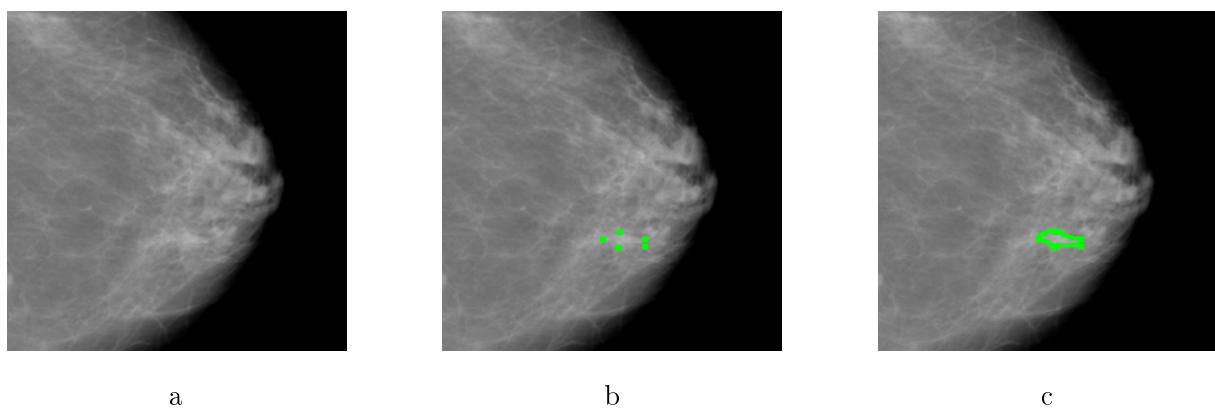
W ramach analizy działania aplikacji wykonano testy edycji obrysu półautomatycznego w trakcie jego tworzenia. Przebieg tych testów przedstawiono na Rysunku 4.5 dla MRI, Rysunku 4.6 dla CT, Rysunku 4.7 dla MMG oraz Rysunku 4.8 dla RTG.



Rysunek 4.5: Przykład edycji obrysu półautomatycznego dla MRI. Początkowo wybrano pięć punktów (a) i wygenerowano obrys (b). Następnie usunięto jeden z punktów i dodano dwa kolejne (c). Wygenerowany w ten sposób obrys półautomatyczny (d)

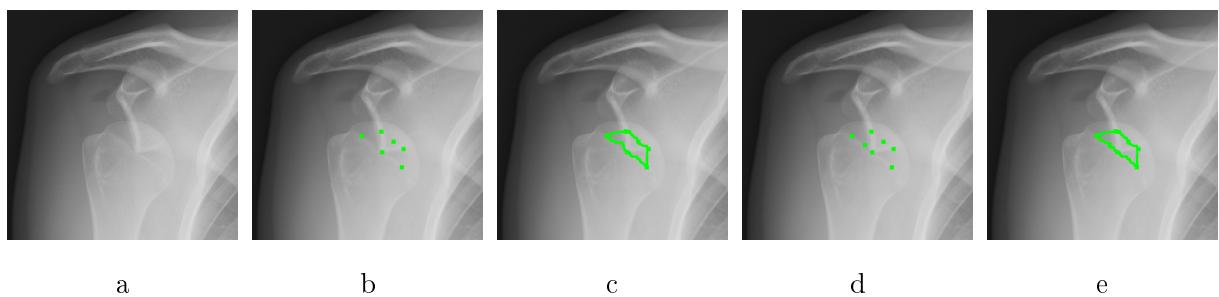


Rysunek 4.6: Przykład edycji obrysu półautomatycznego dla CT. Był obrysowywany krąg kręgosłupa (a). Początkowo wybrano dwanaście punktów (b) i wygenerowano obrys (c). Następnie dodano dwa kolejne punkty (d). Wygenerowany w ten sposób obrys półautomatyczny (e)



Rysunek 4.7: Przykład tworzenia obrysu półautomatycznego dla MMG. Na początkowym obrazie (a) dodano pięć punktów (b), a następnie wygenerowano obrys (c)

#### 4.3. WYDAJNOŚĆ ALGORYTMU PÓŁAUTOMATYCZNEGO



Rysunek 4.8: Przykład edycji obrysu półautomatycznego dla RTG. Obraz przedstawia zwichnięty staw ramienny ze złamaniem Hilla-Sachsa (a). Złamanie to można dostrzec jako ciemniejszą przestrzeń na wskutek wgniecenia kości ramiennej przez krawędź panewki łopatki i wyrostka kruczego łopatki. Początkowo wybrano sześć punktów (b) i wygenerowano obrys (c). Następnie dodano kolejny punkt (d). Wygenerowany w ten sposób obrys półautomatyczny (e)

#### 4.3. Wydajność algorytmu półautomatycznego

W celu sprawdzenia wydajności stworzonego algorytmu półautomatycznego posłużono się badaniem MRI barku, o rozdzielczości 512x512 pikseli. Widok tego badania został przedstawiony na Rysunku 4.9.



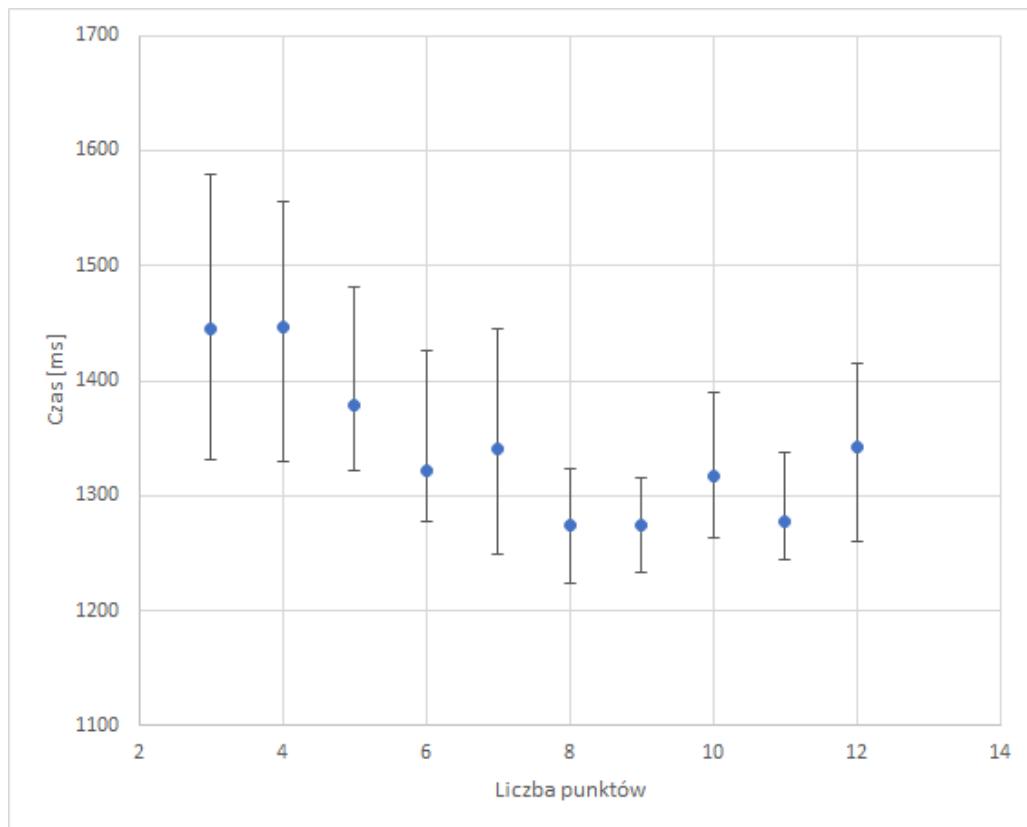
Rysunek 4.9: Widok badania MRI barku, na którym wykonywano testy

W pierwszym teście sprawdzono czasy generowania obrysu półautomatycznego w zależności od ilości punktów wybranych przez użytkownika. Oczekiwano, że obrys będzie wyglądał podobnie do tych na Rysunkach 4.3 i 4.4. Rozmiary przetwarzanych regionów zainteresowania w algorytmie były porównywalne. Algorytm wykorzystywał regiony zainteresowania zawierające wszystkie punkty wybrane przez użytkownika z uwzględnieniem marginesów.

W trakcie dodawania kolejnych punktów starano się poprawiać obrys, tzn. aby wygenerowany obrys jak najlepiej odwzorowywał granicę kości. Przy okazji dodawania kolejnych punktów do tego samego obrysu przetestowano funkcjonalność dodawania kolejnych punktów do obrysu.

Dla każdej liczby wierzchołków przeprowadzano 10 kolejnych pomiarów generowania tego samego obrysu. Pozwoliło to na wyznaczenie średniego czasu generowania obrysu, niezależnie od chwilowego wykorzystania procesora. Średni czas był obliczany przez narzędzia programistyczne badając działanie serwera w trybie debugowania. Realizowano to przez analizę czasu potrzebnego na wygenerowanie odpowiedzi przez serwer.

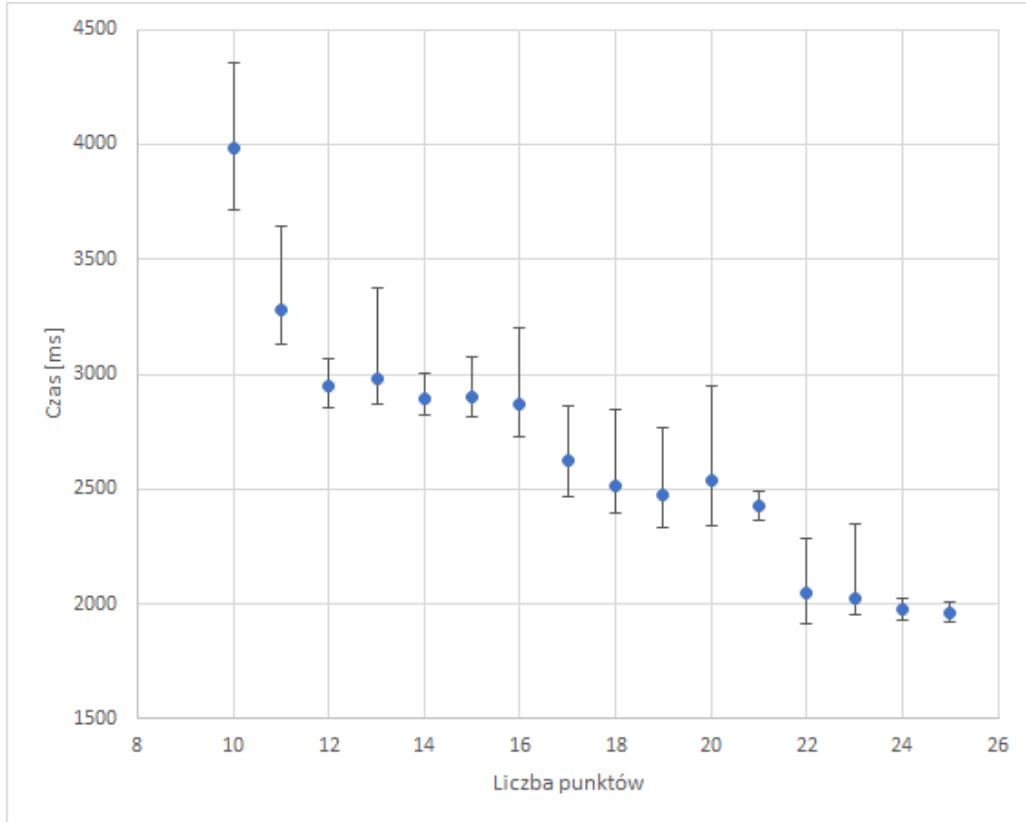
Większość z generowanych obrysów było podglądami, czyli nie obliczano dla nich statystyk. Czas mierzono poprzez sprawdzanie czasu potrzebnego na wygenerowanie odpowiedzi przez API na otrzymane zapytanie.



Rysunek 4.10: Czasy generowania obrysu półautomatycznego granicy kości ramiennej w zależności od liczby punktów początkowych wskazanych przez użytkownika — obrys jak na Rys. 4.5

#### 4.3. WYDAJNOŚĆ ALGORYTMU PÓŁAUTOMATYCZNEGO

Na Rysunku 4.10 przedstawiono wyniki przeprowadzonych testów. Wraz z dodawaniem kolejnych punktów zmniejszał się czas potrzebny na wygenerowanie obrysu przez serwer. Warto zauważać, że wartości zmniejszyły się o ok. 150ms. Nie dodawano kolejnych punktów z uwagi na osiągnięcie zadowalającej jakości wygenerowanego obrysu.

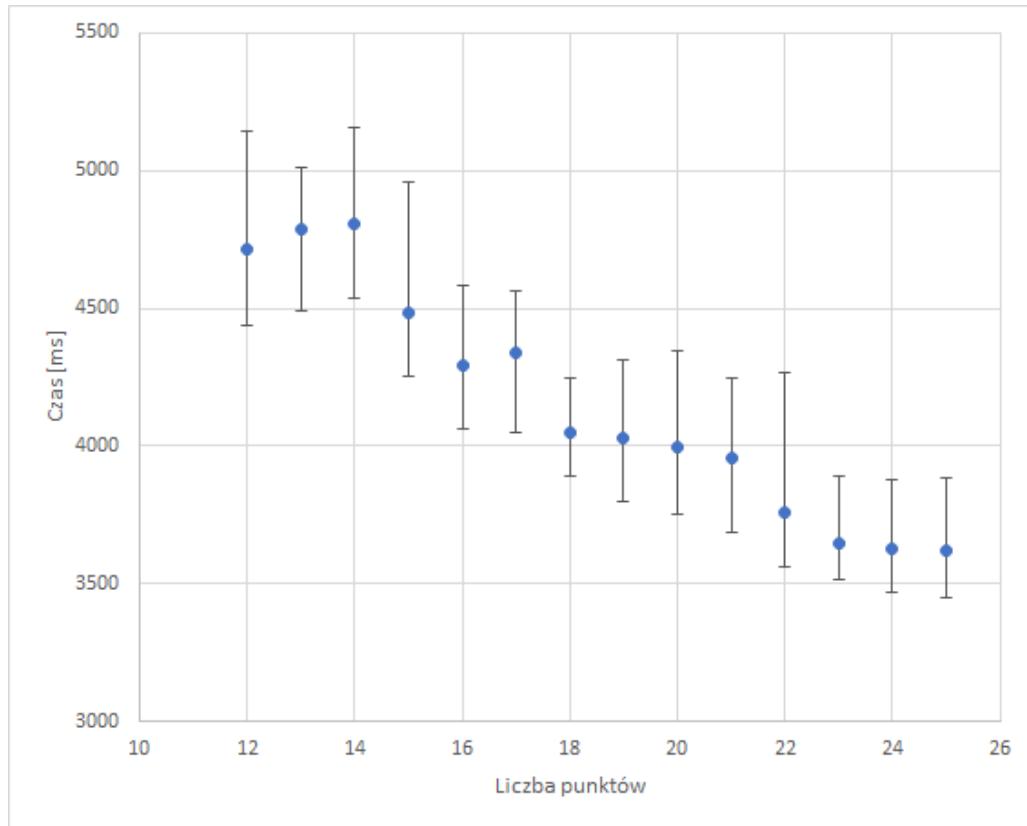


Rysunek 4.11: Czasy generowania obrysu półautomatycznego barku w zależności od liczby punktów początkowych wskazanych przez użytkownika dla równomiernego wstawiania punktów

W kolejnym teście (Rysunek 4.11) obrysowano cały brak widoczny na obrazie medycznym. W tym celu wstawiano kolejne punkty i obserwowało się, jakie były potrzebne na wygenerowanie obrysu. Wraz z kolejnymi punktami poprawiano generowany obrys. Czasy generowania zmalały prawie 2 krotnie, z poziomu około 4s do około 2s.

Na Rysunku 4.11 można zauważać czasami gwałtowne skoki w zmniejszającym się czasie potrzebnym na obliczenia. Mogło to być spowodowane faktem, że zmieniała się maksymalna odległość między kolejnymi punktami. Bliżej to zjawisko zostało opisane w podrozdziale 4.4.

Na Rysunku 4.12 przedstawiono wyniki trzeciego testu. Nie ingerowano we wspomnianą w podrozdziale 4.4 maksymalną odległość — wstawiano gęsto kolejne punkty obok siebie na łuku. W ten sposób sprawdzano wpływ liczby uruchomień algorytmu A\* poprzez zmianę liczby punktów na czas obliczeń.



Rysunek 4.12: Czasy generowania obrysu półautomatycznego barku w zależności od ilości punktów w celu analizy zależności od algorytmu A\*

Uzyskane wyniki są bardzo podobne do poprzednich, choć bez wyraźnych skoków. Czas potrzebny na wygenerowanie obrysu nie spadł tak bardzo jak w drugim teście, ale spadek był zauważalny, z ok. 4.7s do 3.7s.

Wraz ze zwiększeniem się przestrzeni roboczej obrazu rośnie czas potrzebny na wygenerowanie obrysu. Na podstawie wykresów zależności czasu od liczby punktów można wysnuć wnioski, że lepiej jest stawiać więcej punktów niż mniej. Ponadto na czas generowania obrysu półautomatycznego wpływa zarówno przestrzeń robocza, jak i liczba wywołań algorytmu A\*. Gdy zwiększamy liczbę punktów, to zarówno algorytm A\* szybciej znajdzie kolejny punkt zaznaczony przez użytkownika, jak i nie trzeba analizować dużej części obrazu.

#### 4.4. Analiza wyników i wnioski

Na podstawie przeprowadzonych testów zauważono, że gdy są generowane statystyki, to czas potrzebny na obliczenie statystyk zwiększał czas na realizację zapytania o około 30%. Wiązało się to z odwiedzeniem wszystkich punktów wewnętrz obrysu, co powodowało wydłużenie obliczeń.

#### 4.4. ANALIZA WYNIKÓW I WNIOSKI

Wraz ze zwiększaniem rozdzielczości obrazu, jak również ze zwiększeniem się tworzonego obrysu na obrazach medycznych o wysokiej rozdzielczości, wzrastał proporcjonalnie czas potrzebny na wygenerowanie obrysu półautomatycznego. Dzieje się tak dlatego, że w algorytmie wykorzystano operator Sobela i Canny'ego, które wymagają odwiedzenia pewnej liczby pikseli, która odpowiednio się zwiększa. Dla mammogramów, które miały rozdzielcość blisko 20 megapikseli, obrys był generowany nawet kilkudziesiąt sekund. Dla większości obrysów czasy obliczeń nie przekraczały zakładanych 30 sekund w wymaganiach niefunkcjonalnych.

Ponadto warto podkreślić, że wraz ze zwiększaniem liczby punktów zmniejszał się czas potrzebny na wygenerowanie obrysu półautomatycznego. Powodowały to dwa oddzielne zjawiska. Pierwsze z nich, to maksymalna odległość pomiędzy kolejnymi dwoma punktami wybranymi przez użytkownika. W celu zapewnienia spójności grafu dodawano sztuczne krawędzie, o maksymalnej długości nieprzekraczającej maksymalnej odległości pomiędzy wcześniej wspomnianymi punktami. Im krótsza była to odległość, tym mniej było dodawanych sztucznych krawędzi. Dodawanie nowych krawędzi pomiędzy oddalonymi od siebie punktami oznaczało kilkukrotnie mniejszą liczbę przetwarzanych krawędzi przetwarzanych przez algorytm A\*. Drugim zjawiskiem odpowiedzialnym za zmniejszanie się czasu potrzebnego na wygenerowanie obrysu półautomatycznego, wraz z zwiększającą się liczbą punktów, był algorytm A\*. Początkowo przypuszczano, że zwiększanie liczby uruchomień algorytmu A\* wraz ze wzrostem liczby punktów będzie generował dodatkowy koszt obliczeniowy, a nie go redukował. Tak może się stać w pesymistycznym przypadku. W realnych obrysach wraz z dodawaniem kolejnych punktów w celu poprawienia jakości obrysu malała złożoność średnia, ponieważ algorytm A\* szybciej znajdował prawidłową ścieżkę. Algorytm A\* dzięki heurystyce pomijał bardzo dużą liczbę krawędzi, które na pewno nie polepszyłyby rozwiązania.

Wraz ze wzrostem liczby punktów wybranych przez użytkownika najczęściej malał czas potrzebny na wygenerowanie obrysu półautomatycznego. Czas dla większych obrysów malał w sposób znaczący, dla małych obrysów w sposób niezauważalny. Działo się tak dlatego, że operacje na grafach były tylko elementem obliczeń. W przypadku małych obrysów, dominującą częścią obliczeń były operacje na przetwarzanym obrazie. Ponadto czasy obliczeń zawierają narzut czasowy wywołany przez przetwarzanie zapytań.

W przypadku obrazów o wysokiej rozdzielczości, takich jak mammogramy lub badania rentgenowskie, autorskie narzędzie do generowania obrysów półautomatycznych będzie stosunkowo długo wykonywało obliczenia, rzędu kilkunastu do kilkudziesięciu sekund. Można uznać to za wadę. Natomiast rozwiązaniem dla tego problemu może być wstępne przetwarzanie, czyli wybieranie regionów zainteresowania (ROI) z obrazów w taki sposób, aby algorytm nie przetwarzał zbyt

dużej zbędnej liczby pikseli. Ponadto generowanie obrysów półautomatycznych działa zauważalnie lepiej dla obrazów o ostrych krawędziach i o niskim szumie. W celu poprawienia zarówno jakości wykrywanego obrysu, jak i wydajności czasowej przeprowadzanych w trakcie generowania obrysu obliczeń użytkownik powinien wybierać liczbę punktów rzędu kilkunastu punktów, co może mieć zauważalnie lepszą wydajność niż wybranie kilku punktów.

Stworzone przez autorów narzędzie do tworzenia półautomatycznych obrysów zostało zoptimizowane pod kątem jakości, a nie szybkości działania. Tworzenie obrysu jest czynnością jednorazową, więc preferowane jest uzyskanie lepszych rezultatów.

## 5. Podsumowanie

Cel pracy został osiągnięty. Spełniono wszystkie wymagania funkcjonalne i niefunkcjonalne, z wyłączeniem wymagania dotyczącego wydajności generowania obrysu półautomatycznego dla obrazów DICOM o dużej rozdzielczości (ponad 1000000 pikseli).

W trakcie pracy nad systemem napotkano różne problemy i ograniczenia, przede wszystkim związane ze specyfikacją obrazowych badań medycznych.

W interfejsie ograniczeniem okazał się dostępny rozmiar ekranu. Projektowanie aplikacji zakładało wykorzystanie ekranu o rozdzielczości 1920x1080, a więc ekranu panoramicznego. Niestety obrazy DICOM mają bardzo zróżnicowane układy — są obrazy kwadratowe, pionowe oraz poziome. Założenie, że ekran użytkownika jest ekranem 1920x1080 sprawia, że obrazy pionowe będą wyświetlane jedynie w niewielkiej części obszaru przeznaczonego dla obrazów. Jest to niestety ograniczenie, którego nie da się zlikwidować, gdyż przy założeniu rozdzielczości 1080x1920 powoduje analogiczny problem z obrazami poziomymi. Zaleca się skonfigurowanie aplikacji ze względu na rodzaj badań jakie będą występowały w systemie (MRI, RTG, MMG, itd.).

Podstawowym problemem występującym w trakcie implementacji rozwiązania było ustalanie kontraktów w warstwie komunikacyjnej. Ze względu na niewielką ilość akcji w komunikacji nie zdecydowano się na zastosowanie generatora kontraktów, ale zaleca się wprowadzenie takiego rozwiązania ponownie w trakcie dalszego rozwoju narzędzia. W zależności od złożoności komunikacji generator kontraktów może zdecydowanie usprawnić wprowadzanie zmian w aplikacji.

Podczas projektowania systemu zdecydowano, że obrazy DICOM będą wyświetlane w największej rozdzielczości umożliwiającej wyświetlenie całego obrazu na ekranie. W związku z tym, większość obrazów wyświetlona jest w rozmiarze różnym od faktycznego rozmiaru obrazu. Rozważano dwie możliwości rozdzielczości wykonywanych obrysów: realne wymiary obrazu oraz rozmiary obrazu wyświetlanego na ekranie. Zdecydowano, że obrysy powinny być zapisywane w wymiarach identycznych realnym rozmiarom obrazu. Decyzja została uzasadniona potrzebą zapewnienia dokładnego obrysu struktur i w konsekwencji poprawnego rozmiarom obrazu. Decyzja została uzasadniona potrzebą zapewnienia dokładnego obrysu struktur i w konsekwencji poprawnego obliczania statystyk. Zapisywanie obrysów w takich wymiarach ułatwia obliczanie liczby pikseli wewnętrz obrysów.

Ze względu na złożoność algorytmu używanego do wyznaczania obrysu półautomatycznego, wykonywanie obrysów półautomatycznych w obrazach o dużej rozdzieliczości przekracza dwukrotnie dopuszczalny czas 30 sekund. Czas obliczeń można poprawić poprzez ograniczenie obszaru, w którym wykrywane będą krawędzie, ale nie rozwiąże to problemu z wykonywaniem obrysów o wymiarach zbliżonych do pełnych wymiarów obrazu.

Podczas pracy nad narzędziem rozważano dodatkowe funkcjonalności, które nie zostały poruszone w tej pracy. Są one potencjalnymi możliwościami rozwoju narzędzia stworzonego w ramach tej pracy. Funkcjonalności te opisano szczegółowo poniżej.

W obecnej wersji systemu nie zaimplementowano deskryptorów kształtu obrysu. Zaimplementowanie takich deskryptorów mogłoby dostarczyć dodatkowych informacji na temat wykonanych przez użytkownika obrysów. Taka informacja może w przyszłości dostarczyć dodatkową zmienną, którą można by wykorzystać w metodach sztucznej inteligencji w celu detekcji narządów, tkanek, jak również wykrywaniu potencjalnych zmian patologicznych.

W zaproponowanej obecnie wersji użytkownicy nie są rozróżnialni. Dodanie użytkowników pozwoliłoby na segregowanie tworzonych obrysów i wyświetlanie użytkownikowi obrysów wykonanych jedynie przez niego samego, a nie wszystkich obrysów istniejących w systemie. Z punktu widzenia użyteczności systemu użytkownik nie musiałby szukać swojego obrysu pośród obrysów innych użytkowników systemu.

Uwierzytelnianie zapobiegłoby również niepowołanemu dostępowi osób postronnych do wykonanych obrysów oraz uniemożliiłoby ataki typu DoS. W obecnej wersji można poprzez wysyłanie dużej liczby zapytań związanych z generowaniem obrysów półautomatycznych doprowadzić do niedostępności przeprowadzania akcji na serwerze. System jest również podatny na złośliwe działanie mające na celu zapełnienie całej dostępnej serwerowi przestrzeni dyskowej, które może zostać wywołane przez wysłanie dużej liczby zapisów obrysów manualnych.

Z punktu widzenia użytkownika interesujące mogą być informacje wyliczone przez system na temat wykonanych przez niego obrysów. W obecnej wersji systemu, jeśli użytkownik chciałby takie informacje zapisać musiałby samodzielnie przepisać dane wyświetlane w widoku szczegółów obrysu. Zautomatyzowanie takiej funkcjonalności mogłoby zaoszczędzić użytkownikowi wiele czasu.

Główym celem wykonywania obrysów na obrazach medycznych jest generowanie zbioru testowego, zawierającego różnorodne cechy obrazowe i wykorzystywane w różnych metodach sztucznej inteligencji, wspierających lekarzy poprzez automatyzaczną detekcję np. zmian podejrzanych. W przypadku zgromadzenia bardzo dużej bazy danych obrysów różnych zmian, struktur anatomicznych na obrazach różnych modalności można by spróbować stworzyć moduł sztucznej

inteligencji rozpoznający zawarte w bazie danych zmiany lub struktury.

## Bibliografia

- [1] Abramov D. and the Redux documentation authors: ReduxJs <https://redux.js.org/> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [2] Albahari J., Albahari B. "C 6.0 w pigułce", *Helion, O'Reilly Media, Inc.*, Gliwice, 2016
- [3] Beierling-Mutz M. React Canvas Draw. Oficjalne repozytorium: <https://github.com/embiem/react-canvas-draw> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [4] Bresenham J. E. Algorithm for computer control of a digital plotter." *ICM System Journal* 4(1) 1965
- [5] Bródka J. Wykłady z przedmiotu Algorytmy i Struktury Danych 2 *Politechnika Warszawska, Wydział Matematyki i Nauk Informacyjnych* Materiały dostepne na stronie: <http://mini.pw.edu.pl/~brodka/ASD2.html> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [6] Canny J. F. "Finding Edges and Lines in Images." *Technical report no. 720, Massachusetts Institute of Technology (MIT)*, Cambridge, Massachusetts, USA, 1983
- [7] Cytowski J., Gielecki J., Gola A. Cyfrowe przetwarzanie obrazów medycznych: Algorytmy. Technologie. Zastosowania." *Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT*, Warszawa, 2008
- [8] Facebook Inc.: Informacje o bibliotece ReactJS. Oficjalna strona: <https://reactjs.org/> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [9] ImageJ: Oficjalna strona: <https://imagej.nih.gov/ij/index.html> [Dostęp 10 kwietnia 2019]
- [10] JIUN Corporation: Oficjana strona: <https://sonicdicom.com/> [Dostęp 24 marca 2019]
- [11] JIUN Corporation: Przykład użycia interfejsu podglądu badań w systemie SonicDICOM: <https://sonicdicom.com/screens/viewer-of-dicom-viewer/> [Dostęp 24 marca 2019]
- [12] JIUN Corporation: Instrukcja korzystania z REST API SonicDICOM. Oficjalna strona: <https://docs.sonicdicom.com/install-manual/integration.html> [Dostęp 24 marca 2019]

## BIBLIOGRAFIA

- [13] Hafey C. Dokumentacja projektu Cornerstone Core. Oficjalna strona: <https://docs.cornerstonejs.org/> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [14] Hafey C. Dokumentacja projektu Cornerstone Tools. Oficjalna strona: <https://tools.cornerstonejs.org/> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [15] Hart P. E., Nilsson N. J., Raphael B. A Formal Basis for the Heuristic Determination of Minimum Cost Paths" *IEEE Transactions on Systems Science and Cybernetics* 4(2), 1968
- [16] ivmartel: Projekt DICOM Web Viewer. Oficjalna strona: <https://ivmartel.github.io/dwv/> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [17] Kotowski P. Wykłady z przedmiotu Grafika Komputerowa 1 *Politechnika Warszawska, Wydział Matematyki i Nauk Informacyjnych* Materiały dostepne na stronie: <http://mini.pw.edu.pl/kotowski/gk/gk.html> [Dostęp 5 kwietnia 2019]
- [18] Kronis K., Uhanova M. "Performance Comparision of Java EE and ASP.NET Core Technologies for Web API Developmnet." *Applied Computer Systems* 23, Riga Technical University, Ryga, 2018
- [19] Microsoft Corporation: Dokumentacja platformy .NET. Oficjalna strona: <https://docs.microsoft.com/pl-pl/dotnet/> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [20] Microsoft Corporation: Dokumentacja rekomendowanych struktur danych platformy .NET. Oficjalna strona: <https://docs.microsoft.com/pl-pl/dotnet/standard/collections/> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [21] Microsoft Corporation: Informacje o platformie .NET Core. Oficjalna strona: <https://docs.microsoft.com/pl-pl/dotnet/core/about> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [22] Microsoft Corporation: Informacje o platformie ASP.NET Core. Oficjalna strona: <https://docs.microsoft.com/pl-pl/aspnet/core/?view=aspnetcore-2.2> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [23] Mozilla and individual contributors: Dokumentacja HTMLCanvasElement. Oficjalna strona: <https://developer.mozilla.org/en-US/docs/Web/API/HTMLCanvasElement/> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [24] National Electrical Manufacturers Association: Standard DICOM. Oficjalna strona: <https://www.dicomstandard.org/> [Dostęp 1 kwietnia 2019]

- [25] Nowacki R., Plechawska-Wójcik M. Analiza porównawcza narzędzi do budowania aplikacji Single Page Application — AngularJS, ReactJS, Ember.js" *Journal of Computer Sciences Institute 2, Politechnika Lubelska, Instytut Informatyki*, Lublin, 2016
- [26] OHIF: Open Health Imaging Foundation. Oficjalna strona: <http://ohif.org/> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [27] Osimis S.A.: Projekt Orthanc. Oficjalna strona: <https://www.orthanc-server.com/> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [28] Osimis S.A.: Instrukcja korzystania z REST API Orthanc. Oficjalna strona: <http://book.orthanc-server.com/users/rest.html> [Dostęp 1 kwietnia 2019]
- [29] Rosenfeld A., Kak A. C. "Digital Picture Processing" *Academic Press, Inc.*, Nowy Jork, 1982
- [30] Saeed K., Rybnik M., Tabędzki M., Adamski M. Algorytm do Ścieniania Obrazów: Implementacja i Zastosowania" *Zeszyty Naukowe Politechniki Białostockiej 2002 Informatyka - Zeszyt 1*, Białystok, 2002
- [31] Saeed K., Tabędzki M., Rybnik M., Adamski M. "K3M: A Universal Algorithm for Image Skeletonization and a Review of Thinning Techniques" *International Journal of Applied Mathematics and Computer Science, 2010, 20(2)* Białystok, 2010
- [32] Sedgewick R., Wayne K. Algorytmy Wydanie IV", *Helion*, Gliwice, 2012
- [33] Sobel I., Feldman G. An 3x3 Isotropic Image Gradient Operator for Image Processing" *Presentation at Stanford Artificial Intelligence Project (SAIL) in 1968*, 2014
- [34] Weisstein, Eric W. "Moore Neighborhood" *From MathWorld—A Wolfram Web Resource*. <http://mathworld.wolfram.com/MooreNeighborhood.html> [Dostęp 1 kwietnia 2019]



## Wykaz symboli i skrótów

- API – ang. *Application Programming Interface* — zestaw ściśle określonych reguł, poprzez które komunikują się ze sobą programy
- CRUD — ang. *Create, Read, Update, Delete* — utwórz, odczytaj, aktualizuj i usuń — cztery podstawowe funkcje w aplikacjach, które umożliwiają zarządzanie nimi
- CSV — ang. *Comma-Separated Values* (w pracy użyte w kontekście formatu pliku)
- DoS — ang. *Denial of Service* — atak na system komputerowy mający na celu uniemożliwienie działania systemu
- DICOM — ang. *Digital Imaging and Communications in Medicine* — norma ujednolicająca wymianę i interpretację obrazowych danych medycznych
- HTML5 — ang. *HyperText Markup Language 5* — język do tworzenia i prezentowania stron internetowych www
- HTTP — ang. *Hypertext Transfer Protocol* — protokół wymiany danych hipertekstowych
- HTTPS — ang. *Hypertext Transfer Protocol Secure* — szyfrowana wersja protokołu HTTP
- ID — ang. *Identifier* — unikalna nazwa przypisana do danego obiektu, pozwalająca rozróżnić obiekty w systemie
- JSON — ang. *JavaScript Object Notation* — lekki format wymiany danych, bazujący na podzbiorze języka JavaScript
- REST — ang. *Representational State Transfer* — styl architektury oprogramowania dla

## WYKAZ SYMBOLI I SKRÓTÓW

systemów rozproszonych

- RGB — ang. *Red, Green, Blue* — model przestrzeni barw, opisanej współrzędnymi 3 barw podstawowych: czerwonej, zielonej i niebieskiej
- SDK — ang. *Software Development Kit* — zestaw narzędzi programistycznych niezbędny do tworzenia aplikacji korzystającej z danej biblioteki

## Spis rysunków

2.1	Przykład użycia aplikacji OHIF Viewer — oznaczono: prostokątny obszar, dla którego obliczone zostały wybrane statystyki; odcinek, dla którego otrzymano odległość w jednostkach rzeczywistych; wskaźnik, wskazujący na zmianę i posiadający etykietę tekstową . . . . .	20
2.2	Przykład użycia aplikacji DWV - obrys półautomatyczny (Livewire) [16] . . . . .	21
2.3	Podgląd tagów pliku DICOM przy użyciu interfejsu przeglądarkowego Orthanc . . . . .	22
2.4	Interfejs wgrywania plików DICOM do serwera Orthanc [27] . . . . .	22
2.5	Podgląd obrazu DICOM przy użyciu interfejsu przeglądarkowego Orthanc . . . . .	23
2.6	Podgląd obrazu DICOM przy użyciu interfejsu SonicDICOM [12] . . . . .	23
2.7	Diagram przedstawiający elementy autorskiego systemu . . . . .	24
3.1	Diagram UML przedstawiający architekturę autorskiego systemu . . . . .	30
3.2	Przykład obrysu bez pikseli wewnętrznych ze względu na niską rozdzielcość obrazu . . . . .	33
3.3	Oryginalny obraz, który przedstawia badanie rezonansem magnetycznym stawu ramiennego . . . . .	38
3.4	Obraz po zastosowaniu algorytmu usuwania niemaksymalnych krawędzi nadal zawierający nieistotne krawędzie, które należy w kolejnym kroku usunąć . . . . .	38
3.5	Wynikowa macierz po zastosowaniu operatora Canny'ego, gdzie kolorem białym są reprezentowane wartości odpowiadające 0, a kolor czarny odpowiada 1 . . . . .	38
3.6	Ilustracja łączności 4-krotnej . . . . .	39
3.7	Ilustracja łączności 8-krotnej . . . . .	39
3.8	Przykładowe wygenerowane statystyki . . . . .	48
4.1	Widok badania RTG barku . . . . .	51
4.2	Widok badania MRI - warstwa 5 z 20 oraz 10 z 20 . . . . .	52
4.3	Przykładowy obrys manualny na MRI barku wraz z wyznaczonymi statystykami . . . . .	53
4.4	Przykładowy obrys półautomatyczny na MRI barku wraz z wyznaczonymi statystykami . . . . .	53

## SPIS RYSUNKÓW

4.5 Przykład edycji obrysu półautomatycznego dla MRI. Początkowo wybrano pięć punktów (a) i wygenerowano obrys (b). Następnie usunięto jeden z punktów i dodano dwa kolejne (c). Wygenerowany w ten sposób obrys półautomatyczny (d) . . . . .	54
4.6 Przykład edycji obrysu półautomatycznego dla CT. Był obrysowywany krąg kręgosłupa (a). Początkowo wybrano dwanaście punktów (b) i wygenerowano obrys (c). Następnie dodano dwa kolejne punkty (d). Wygenerowany w ten sposób obrys półautomatyczny (e) . . . . .	54
4.7 Przykład tworzenia obrysu półautomatycznego dla MMG. Na początkowym obrazie (a) dodano pięć punktów (b), a następnie wygenerowano obrys (c) . . . . .	54
4.8 Przykład edycji obrysu półautomatycznego dla RTG. Obraz przedstawia zwichnięty staw ramienny ze złamaniem Hilla-Sachsa (a). Złamanie to można dostrzec jako ciemniejszą przestrzeń na wskutek wgniecenia kości ramiennej przez krawędź panewki łopatki i wyrostka kruczego łopatki. Początkowo wybrano sześć punktów (b) i wygenerowano obrys (c). Następnie dodano kolejny punkt (d). Wygenerowany w ten sposób obrys półautomatyczny (e) . . . . .	55
4.9 Widok badania MRI barku, na którym wykonywano testy . . . . .	55
4.10 Czasy generowania obrysu półautomatycznego granicy kości ramiennej w zależności od liczby punktów początkowych wskazanych przez użytkownika — obrys jak na Rys. 4.5 . . . . .	56
4.11 Czasy generowania obrysu półautomatycznego barku w zależności od liczby punktów początkowych wskazanych przez użytkownika dla równomiernego wstawiania punktów . . . . .	57
4.12 Czasy generowania obrysu półautomatycznego barku w zależności od ilości punktów w celu analizy zależności od algorytmu A* . . . . .	58
5.1 Widok listy pacjentów . . . . .	79
5.2 Widok listy badań pacjenta . . . . .	80
5.3 Widok listy serii w badaniu . . . . .	80
5.4 Wybrany obraz w module obrysu manualnego . . . . .	81
5.5 Przykładowy obrys . . . . .	81
5.6 Okno zapisu obrysu manualnego . . . . .	82
5.7 Podgląd wykonanego obrysu . . . . .	82
5.8 Wybór punktu wewnętrz obrysu . . . . .	83
5.9 Widok listy obrysów po zapisaniu obrysu manualnego . . . . .	83
5.10 Moduł obrysu półautomatycznego . . . . .	84

5.11 Punkty wybrane do obrysu półautomatycznego . . . . .	84
5.12 Podgląd obrysu półautomatycznego . . . . .	85
5.13 Podgląd obrysu półautomatycznego po dodaniu nowych punktów . . . . .	85
5.14 Widok zapisu obrysu półautomatycznego . . . . .	86
5.15 Podgląd statystyk obrysu . . . . .	86
5.16 Widok wyboru koloru obrysu . . . . .	87
5.17 Widok wielu obrysów . . . . .	87
5.18 Widok szczegółów obrazu . . . . .	88
5.19 Anonimizacja danych pacjenta . . . . .	88

## **Spis zawartości załączonej płyty CD**

Do niniejszej pracy dyplomowej inżynierskiej została załączona płyta CD. W jej skład wchodzi:

- wersja elektroniczna pracy, której treść jest identyczna z powyższą w pliku **garsteckil-swierczewskit-praca-inzynierska.pdf**,
- strona tytułowa pracy w pliku **garsteckil-swierczewskit-strona-tytulowa.pdf**,
- streszczenie w języku polskim i angielskim w plikach o nazwach odpowiednio **garsteckil-swierczewskit-streszczenie.pdf** i **garsteckil-swierczewski-abstract.pdf**.

Kod źródłowy, który został podzielony na kilka katalogów:

- **DotNetProject/** - zawierający kod źródłowy głównego serwera aplikacji. Główne algorytmy odpowiedzialne za generowanie obrysów półautomatycznych znajdują się w podkatalogu **Logic/**,
- **Web/** - zawierający kod źródłowy aplikacji przeglądarkowej.



## Dodatek 1 — Pseudokod generujący graf z bitmapy

```
MATRIX - macierz wejściowa z oznaczonymi krawędziami jako 1
foreach(punkt A taki, że MATRIX(A) == 1)
{
    if ( punkt A ma 1 sąsiada albo co najmniej 3 sąsiadów )
    {
        // (tzn. jest albo punktem końcowym albo węzłowym)
        wstaw punkt A do kolejki wierzchołków L_V
        while ( kolejka wierzchołków L_V niepusta )
        {
            weź wierzchołek V_1 z kolejki L_V
            usuń V_1 z kolejki L_V
            dodaj wierzchołek V_1 do grafu G
            foreach (punkt B sąsiadujący z V_1 )
            {
                if ( MATRIX(B) == 1 )
                {
                    stwórz nową krawędź E.
                    dodaj B do E
                    ustaw wierzchołek V_1 jako początek krawędzi E
                    dodaj krawędź E do kolejki przetwarzanych krawędzi L_E
                }
            }
            while ( L_E niepusta)
            {
                weź krawędź E z L_E
                usuń E z kolejki
                stwórz kolejkę potencjalnych punktów krawędzi E, L_P
                weź punkt C z E
                usuń C z E
            }
        }
    }
}
```

```

dodaj punkt C do kolejki L_P
while ( L_P niepusta )
{
    weź punkt D z L_P
    usuń D z L_P
    K = liczba sąsiadów D
    if ( K == 0 lub K > 1 )
    {
        stwórz wierzchołek V_2, który znajduje się w D
        do listy krawędzi wierzchołka V_2 dodaj E
        do listy krawędzi wierzchołka V_1 dodaj E
        ustaw wierzchołek V_2 jako koniec krawędzi E
        dodaj krawędź E do grafu G
        dodaj wierzchołek V_2 do kolejki L_V
    }
    if ( K == 1 )
    {
        dodaj punkt D do E
        foreach ( punkt F sąsiadujący z D )
        {
            if ( MATRIX(F) == 1)
            {
                dodaj F do L_P
            }
        }
        MATRIX(D) = 1
    }
}
}

Zwróć graf G

```

## Dodatek 2 — Instrukcja instalacji

W celu instalacji serwera Orthanc należy otworzyć stronę <https://www.orthanc-server.com/download.php>, pobrać wersję odpowiednią dla używanego systemu operacyjnego, a następnie postępować zgodnie z instrukcjami wyświetlonymi podczas instalacji. W celu uzyskania szczegółowych informacji odnośnie konfiguracji należy zapoznać się z dokumentacją znajdującą się na stronie <http://book.orthanc-server.com/users/cookbook.html>

W celu instalacji serwera obrysów i aplikacji webowej należy skopiować pliki znajdujące się na płycie w folderach Web oraz DotNetProject na stację, na której aplikacje te zostaną uruchomione.

Do działania serwera obrysów wymagany jest .NET Core w wersji 2.2 lub nowszej. W celu instalacji .NET Core należy otworzyć stronę <https://dotnet.microsoft.com/download>, pobrać wersję odpowiednią dla używanego systemu operacyjnego, a następnie postępować zgodnie z informacjami wyświetlonymi w trakcie instalacji.

W celu konfiguracji serwera w pliku DotNetProject/Api/Properties/launchSettings.json należy wpisać jako wartość 24 linii adres i port, na którym serwer ma zostać udostępniony, jako wartość pola applicationUrl. Przykładowa poprawna wartość linii 24 to „,,applicationUrl”: „<https://localhost:500>”,” .

Ponadto w pliku DotNetProject/Api/Startup.cs należy podać w linii 33 link, pod którym dostępna jest aplikacja przeglądarkowa jako argument metody WithOrigins. Przykładowa poprawna wartość linii 24 to `builder => builder.WithOrigins("http://localhost:8080", "http://localhost:3000")`.

W celu uruchomienia serwera obrysów należy przejść do skopiowanego folderu DotNetProject/API i wykonać w konsoli polecenie `$ dotnet build && dotnet run`.

Do działania aplikacji przeglądarkowej wymagany jest Node.JS w wersji co najmniej 9.4 oraz *yarn* w wersji co najmniej 1.10.1, aby zainstalować Node.JS należy udać się na stronę <https://nodejs.org/en/download/> i wybrać wersję odpowiadającą systemowi, z którego korzystamy. Postępować zgodnie ze wskazówkami instalatora. W celu instalacji *yarn* należy udać się na stronę <https://yarnpkg.com/en/docs/install>, aby pobrać wersję odpowiadającą systemowi, na którym będzie uruchamiana aplikacja i uruchomić instalator.

W celu konfiguracji portu, na który będzie wystawiona aplikacja webowa należy ustawić odpowiednią liczbę w 4 linii pliku `Web/express.js`. Przykładowa poprawna konfiguracja:

```
$ const portNumber = 3000;
```

Ponadto w celu konfiguracji aplikacji należy ustawić adresy do API serwera obrysów i serwera Orthanc w pliku `Web/src/helpers/requestHelper.ts` poprzez zmianę zawartości cudzysłowów w pierwszych dwóch linijkach pliku. Przykładowa poprawna konfiguracja:

```
export const orthancURL = "http://localhost:8042/";  
export const apiURL = "https://localhost:5001/";
```

W celu uruchomienia aplikacji przeglądarkowej wchodzimy do folderu Web, w którym wykonujemy polecenie `$ yarn install && yarn prod`. Uwaga, tę komendę należy uruchomić w konsoli obsługującej skrypty w języku bash.

## Dodatek 3 — Instrukcja użytkowania

Po otwarciu aplikacji użytkownik może przeglądać pacjentów (patients), których badania zostały wgrane do serwera Orthanc — Rysunek 5.1.

DICOM contour	
patients	
Anonymized1	»
N/A	»
Mass-Test_P_00016_LEFT_CC	»
Mass-Test_P_00016_LEFT_MLO	»
Mass-Test_P_00017_LEFT_CC	»
Mass-Test_P_00017_LEFT_MLO	»
Sample patient name	»
Sample patient name	»
name	»
Tomka	»

Rysunek 5.1: Widok listy pacjentów

Po wybraniu pacjenta poprzez kliknięcie lewym przyciskiem myszy na jego nazwę, na liście pojawiają się badania (studies) wybranego pacjenta. Użytkownik może wrócić do widoku pacjentów klikając w strzałkę na liście z badaniami — Rysunek 5.2.

studies	
CMWUM^TRZUSTKA	
CMWUM^TRZUSTKA	

Rysunek 5.2: Widok listy badań pacjenta

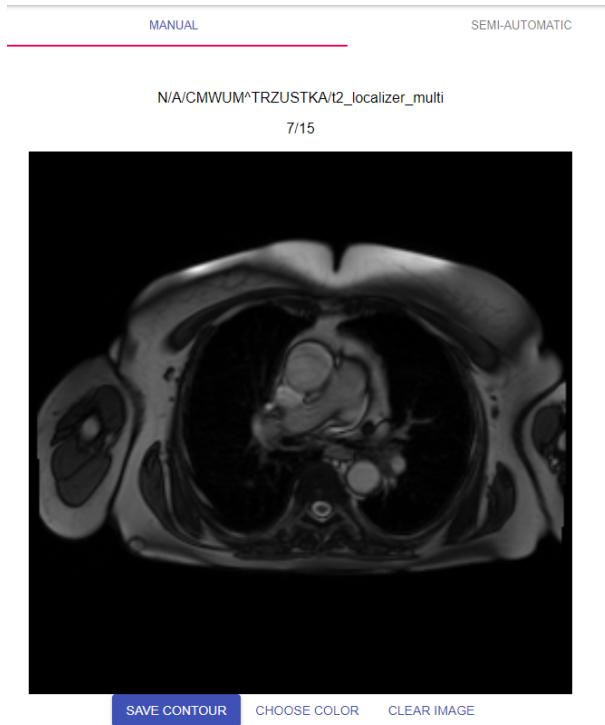
Po wybraniu badania poprzez kliknięcie lewym przyciskiem myszy na jego nazwę, na liście pojawiają się serie (series) wybranego badania. Użytkownik może wrócić do widoku badań, klikając w strzałkę na liście z seriami — Rysunek 5.3.

series	
t2_localizer_multi	
t2_blade_cor_mbh_fs	
PosDisp: [2] t2_blade_cor_mbh_fs	
t2_blade_tra_trigg_fs	
PosDisp: [3] t2_blade_tra_trigg_fs	
t2+t2_tse_tra_mbh_p2	
ep2d_diff_tra_b0_50_100_150_200_400_	
ep2d_diff_tra_b0_50_100_150_200_400_	
t1_fl2d_in_opp_ph_tra_mbh	
PosDisp: [9] t1_fl2d_in_opp_ph_tra_mbh	
t2_haste_cor_thin_slab_mbh_3mm	

Rysunek 5.3: Widok listy serii w badaniu

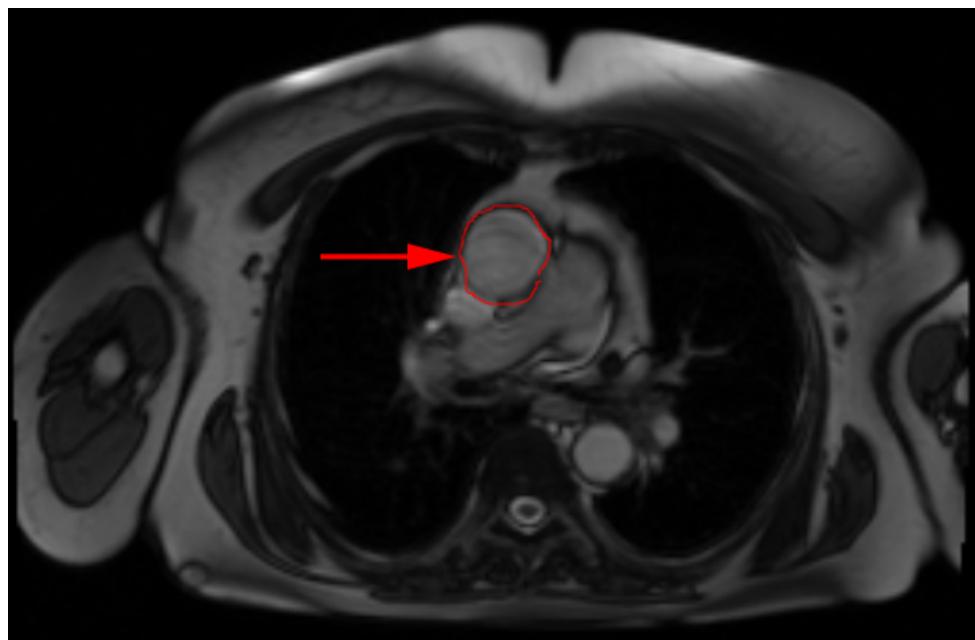
Po wyborze serii na ekranie pojawia się pierwszy obraz z serii. Użytkownik może przełączać się pomiędzy obrazami, korzystając z listy obrazów po lewej stronie lub używając rolki myszy po najechaniu na obraz. Aby powrócić do wyboru serii, należy kliknąć lewym przyciskiem myszy na strzałkę na liście instancji (instances) — Rysunek 5.4.

### DODATEK 3 — INSTRUKCJA UŻYTKOWANIA



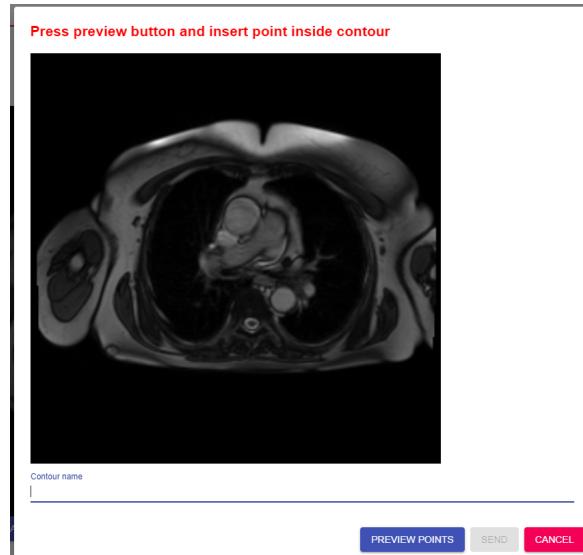
Rysunek 5.4: Wybrany obraz w module obrysów manualnego

Przy manualnym obrysie użytkownik może wykonywać obrys poprzez przytrzymanie lewego przycisku myszy na obrazie, przesuwając mysz z wcisniętym przyciskiem. Gdy użytkownik korzysta z tabletu graficznego wystarczy, że będzie przesuwał wcisniętym rysikiem po tablecie — Rysunek 5.5.



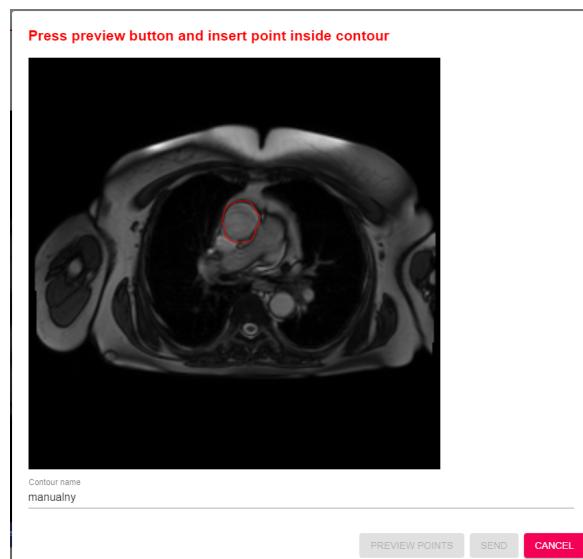
Rysunek 5.5: Przykładowy obrys

W celu usunięcia nieudanego obrysu należy kliknąć lewym przyciskiem myszy w przycisk wyczyść obraz (Clear Image). Po wcisnięciu przycisku zapisz obrys (Save Contour), użytkownikowi ukazuje się okno dialogowe — 5.6.



Rysunek 5.6: Okno zapisu obrysu manualnego

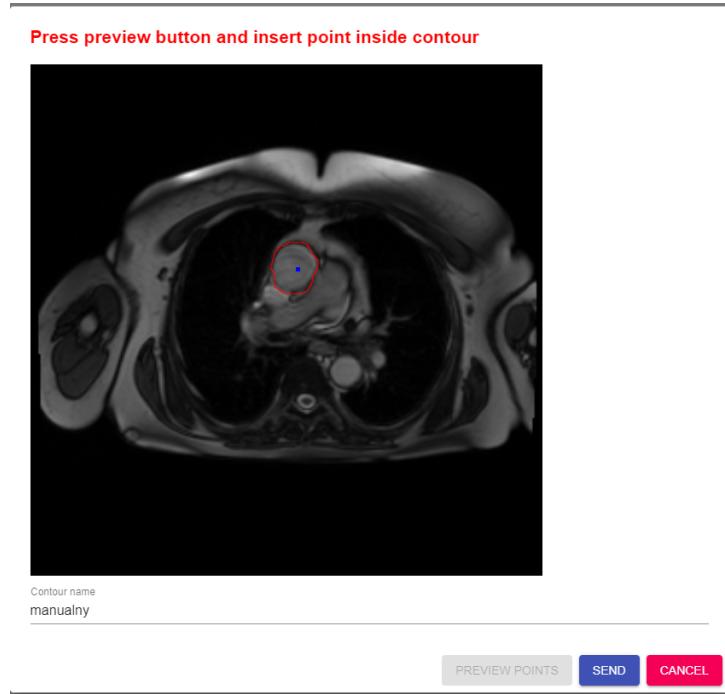
W celu zapisania obrysu należy wpisać nazwę obrysu w pole tekstowe poniżej obrazu. Następnie, należy kliknąć przycisk podgląd punktów (Preview Points) lewym przyciskiem myszy. Pozwoli to użytkownikowi zobaczyć wykonany przez niego obrys — Rysunek 5.7.



Rysunek 5.7: Podgląd wykonanego obrysu

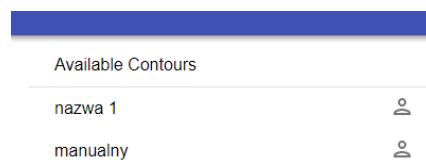
Nastecną czynnością, którą musi wykonać użytkownik przed zapisaniem to wybranie punktu wewnętrz wykonanego obrysu poprzez wcisnięcie lewego przycisku myszy w odpowiednim miejscu na obrazie — Rysunek 5.8.

### DODATEK 3 — INSTRUKCJA UŻYTKOWANIA



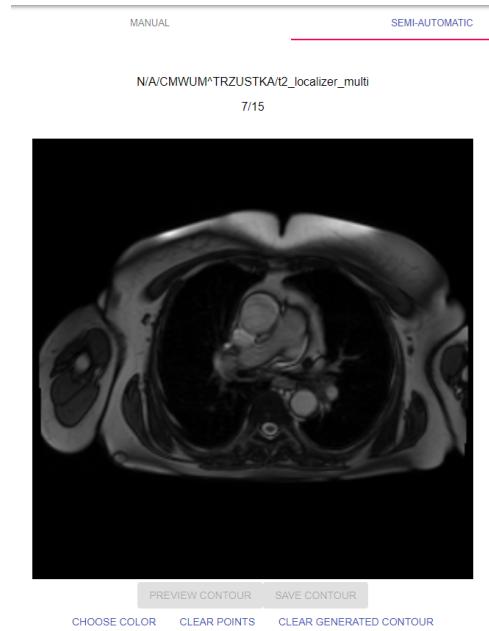
Rysunek 5.8: Wybór punktu wewnętrz obrysu

Po kliknięciu przycisku wyślij (Send) lewym przyciskiem myszy obrys zostaje zapisany i pojawia się na liście wykonanych obrysów (Available Contours). Lista zawiera jedynie obrys dla oglądanego obrazu — Rysunek 5.9. Na liście obrysów pojawiają się w postaci nazwy podanej przy zapisywaniu.



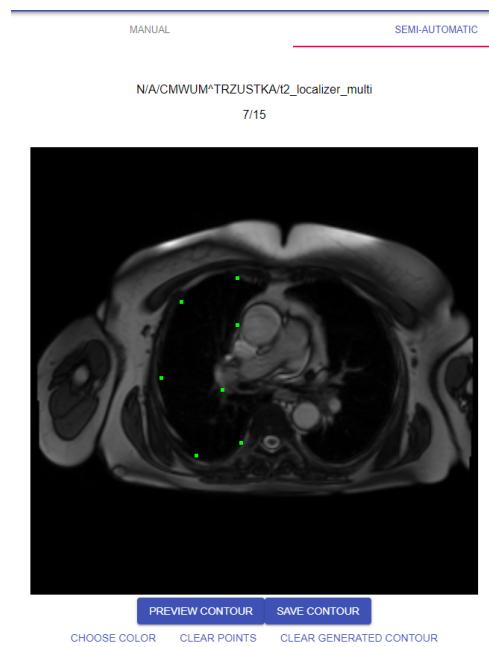
Rysunek 5.9: Widok listy obrysów po zapisaniu obrysu manualnego

Użytkownik może wykonywać obrys w sposób półautomatyczny. W tym celu musi wybrać kartę z obrysami półautomatycznymi (z Manual do Semi-Automatic) — Rysunek 5.10. Widok jest bardzo podobny do widoku obrysów manualnych.



Rysunek 5.10: Moduł obrysu półautomatycznego

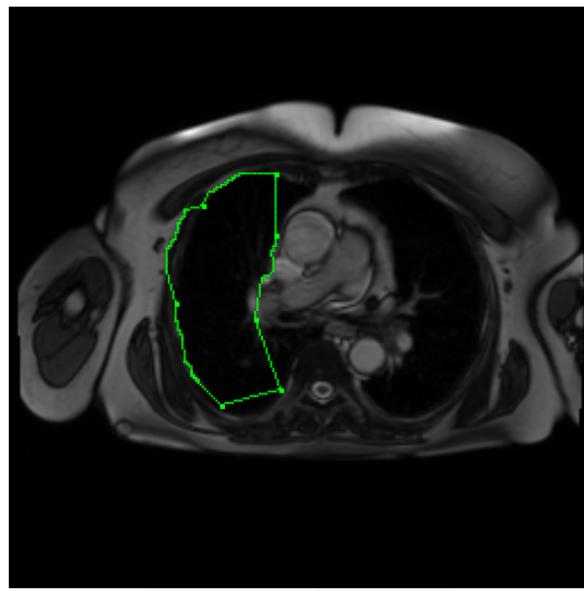
W celu wybrania punktów do obrysu półautomatycznego użytkownik powinien kliknąć w interesującego punkty lewym przyciskiem myszy. Jeśli korzysta z tabletu graficznego, powinien przycisnąć rysik do tabletu w interesujących go punktach. Punkty wprowadzane powinny być w kolejności, w której występują w obrysie, zgodnie albo przeciwnie do ruchu wskazówek zegara — Rysunek 5.11.



Rysunek 5.11: Punkty wybrane do obrysu półautomatycznego

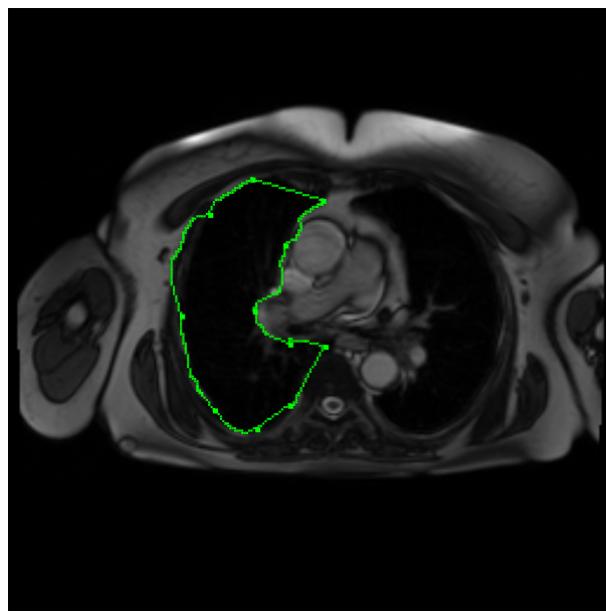
### DODATEK 3 — INSTRUKCJA UŻYTKOWANIA

Po wcisnięciu przycisku podgląd obrysu (Preview Contour) użytkownik może zobaczyć wygenerowany przez algorytm obrys. — Rysunek 5.12.



Rysunek 5.12: Podgląd obrysu półautomatycznego

Jeśli algorytm popełnił błąd użytkownik może dodać nowe punkty klikając lewym przyciskiem myszy w interesujących go miejscach lub usunąć nietrafnie umieszczone punkty poprzez klikanie na nich lewego przycisku myszy — Rysunek 5.13.



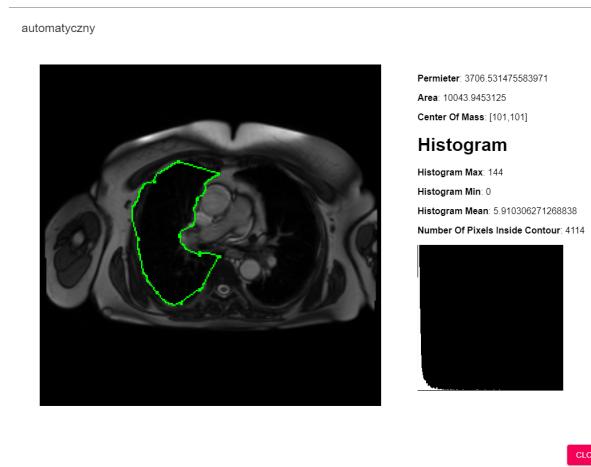
Rysunek 5.13: Podgląd obrysu półautomatycznego po dodaniu nowych punktów

Gdy wygenerowany obrys jest satysfakcjonujący dla użytkownika, może on go zapisać klikając przycisk zapisz obrys (Save Contour). Okno zapisu jest analogiczne do okna zapisu obrysu manualnego. Jeśli na obrazie pojawią się krzyżujące krawędzie, należy wyczyścić obrys i wykonać go od początku, gdyż algorytm modyfikujący obrys dodał nowe punkty w złym miejscu lub użytkownik wprowadził punkty w złej kolejności — Rysunek 5.14.



Rysunek 5.14: Widok zapisu obrysu półautomatycznego

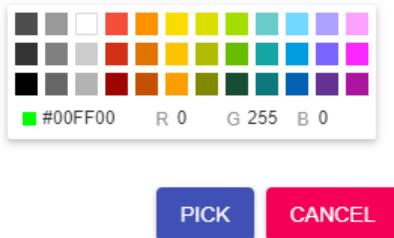
Po zapisaniu użytkownik może obejrzeć statystyki wykonanego obrysu poprzez kliknięcie lewego przycisku myszy na nazwie obrysu — Rysunek 5.15.



Rysunek 5.15: Podgląd statystyk obrysu

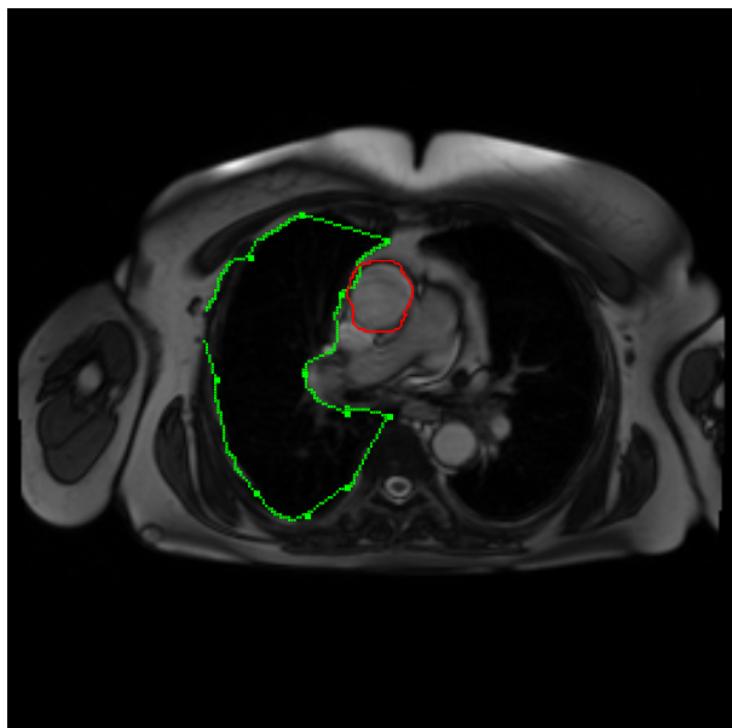
### DODATEK 3 — INSTRUKCJA UŻYTKOWANIA

Przed wykonaniem obrysu użytkownik może wybrać kolor wykonywanego obrysu. Po wcisnięciu lewym przyciskiem myszy na przycisk wybierz kolor (Choose Color), pojawia się okno wyboru koloru. Użytkownik może wybrać kolor z przygotowanej wcześniej palety kolorów lub wprowadzić dowolny inny korzystając z pól tekstowych, wprowadzając kod RGB wybranego koloru — Rysunek 5.16.



Rysunek 5.16: Widok wyboru koloru obrysu

W zakładce z podglądem obrysów użytkownik może wyświetlać wybrane przez niego obrysy z listy wykonanych obrysów. Użytkownik wybiera obrysy, które chce zobaczyć. Obrysy, które nie są aktualnie wyświetlane można dodać do obrazu klikając je lewym przyciskiem myszy na nazwie obrysu, a wyświetlane można wyłączyć również poprzez kliknięcie lewego przycisku myszy na nazwie obrysu — Rysunek 5.17.



Rysunek 5.17: Widok wielu obrysów

Interfejs wyświetla również informacje dotyczące pacjenta i jego badania oraz wyświetlonego obrazu — Rysunek 5.18.

**Name:** N/A  
**Birthdate:** 19340608  
**Sex:** F  
**Institution Name:** N/A  
**Referring Physician Name:** N/A  
**Study Date:** 20161010  
**Study Description:** CMWUM^TRZUSTKA  
**Pixel Spacing:** 1.5625\1.5625  
**Spacing Between Slices:** 32

**ANONYMIZE**

Rysunek 5.18: Widok szczegółów obrazu

Poprzez wcisnięcie przycisku anonimizuj (Anonymize) użytkownik może wybrać nazwę pacjenta, datę jego urodzenia oraz płeć po anonimizacji jego danych — Rysunek 5.19.

Anonymize patient

Patient Name  
N/A

Birthdate  
19340608

Patient sex  
F

**ANONYMIZE**   **CANCEL**

Rysunek 5.19: Anonimizacja danych pacjenta